

学位論文

Doctoral Thesis

コンピュータ断層撮影における新たな吸収線量計測法の開発
Development of new absorbed dose measurement for computed
tomography

大野 剛
Takeshi Ohno

2018年3月

学位論文

Doctoral Thesis

論文題名 : コンピュータ断層撮影における新たな吸収線量計測法の開発
(Development of new absorbed dose measurement for multidetector CT)

著者名 : 大野 剛
(単名) Takeshi Ohno

指導教員名 : 熊本大学大学院保健学教育部博士後期課程保健学専攻 荒木 不次男 教授
審査委員名 : 主 査 教授 船間 芳憲
副 査 教授 富口 静二
副 査 教授 荒木不次男

2018年3月

目次

要旨.....	1
博士後期課程在籍中の論文一覧.....	2
謝辞.....	5
略語一覧.....	6
第1章 序論	
1.1 本研究の背景	
1.1.1 CT 装置の変遷と被ばく線量.....	7
1.1.2 CT 検査における線量評価.....	11
1.1.3 CTDI の問題点.....	13
1.1.4 CT における新たな線量測定法.....	15
1.2 本研究の概要.....	20
1.3 本研究の構成.....	21
第2章 CT 撮影における新たな線量計測法の開発	
2.1 緒言.....	22
2.2 方法	
2.2.1 モンテカルロ法によるCT装置のモデリング.....	22
2.2.2 CT 用円柱水ファントムを用いた吸収線量評価式.....	25
2.2.3 モンテカルロ法によるCT用円柱水ファントムの線量計算.....	29
2.2.4 CTDI _{air} 測定に基づいた校正定数.....	30
2.3 結果	
2.3.1 モンテカルロ法によるCT装置のモデリング.....	31
2.3.2 CT 用ファントムを用いた吸収線量測定における補正係数.....	33
2.3.3 CT 用ファントムを用いた吸収線量測定.....	33
2.3.4 校正定数 CF_{phantom} と CF_{CTDIair} の比較.....	36
2.3.4 線量の不確かさの比較.....	36
2.4 考察	
2.4.1 CT 用ファントムを用いた吸収線量測定における補正係数.....	37
2.4.2 CT 用ファントムを用いた吸収線量測定.....	37
2.4.3 校正定数 CF_{phantom} と CF_{CTDIair} の比較.....	38
2.4.4 線量の不確かさの比較.....	38
2.5 まとめ.....	39

第3章 異なる機種 of CT 装置における吸収線量の比較	
3.1 緒言.....	40
3.2 方法	
3.2.1 モンテカルロ法による CT 装置のモデリング.....	40
3.2.2 CT 用円柱水ファントムを用いた吸収線量測定.....	41
3.2.3 モンテカルロ法による CT 用円柱水ファントムの線量計算.....	42
3.3 結果	
3.3.1 モンテカルロ法による CT 装置のモデリング.....	42
3.3.2 CT 用ファントムを用いた吸収線量測定における補正係数.....	49
3.3.3 CT 用ファントムを用いた吸収線量測定.....	51
3.4 考察	
3.4.1 モンテカルロ法による CT 装置のモデリング.....	56
3.4.2 CT 用ファントムを用いた吸収線量測定における補正係数.....	56
3.4.3 CT 用ファントムを用いた吸収線量測定.....	57
3.5 まとめ.....	57
第4章 患者 CT 画像とモンテカルロ計算を用いた患者被ばく線量の定量評価	
4.1 緒言.....	58
4.2 方法	
4.2.1 モンテカルロ法による患者臓器線量の計算.....	58
4.2.2 患者線量分布の評価.....	59
4.3 結果	
4.3.1 モンテカルロ法による患者臓器線量の計算.....	60
4.4 考察	
4.4.1 モンテカルロ法による患者臓器線量の計算.....	64
4.5 まとめ.....	65
第5章 結論	
5.1 研究成果の概要と結論	
5.1.1 CT 撮影における新たな線量計測法の開発.....	66
5.1.2 異なる機種 of CT 装置における吸収線量の比較.....	66
5.1.3 患者 CT 画像と MC 計算を用いた患者被ばく線量の定量評価.....	67
5.2 今後の課題.....	68

参考文献.....69

本論文中の図及び表について

Shinji Takahashi published the original version of figure 1-1 in the English language. This translation has not been verified by Shinji Takahashi.

図 1-1 の原版は、高橋信次氏によって英語表記で出版されている。日本語翻訳については、高橋信次氏の承認を受けていない。

http://www.jsrt.or.jp/data/pdf/historicalrecord/rpt_takahashi_simple.pdf

The Japan Radioisotope Association (JRIA) published the Japanese version of figure 1-3 in the Japanese language. This translation has been verified by International Commission on Radiological Protection (ICRP)

図 1-3 の原版は、JRIA によって日本語表記で出版されている。また日本語翻訳については、ICRP の承認を受けている。

<http://www.icrp.org/publication.asp?id=ICRP+Publication+87>

The International Atomic Energy Agency (IAEA) published the original version of figure 1-4 to 1-10 in the English language. This translation has not been verified by AAPM.

図 1-4 から 1-10 の原版は、IAEA によって英語表記で出版されている。また日本語翻訳については、IAEA の承認を受けていない。

<http://www->

[pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/Pub1528_web.pdf#search=%27IAEA+CT+5%27](http://www-iaea.org/MTCD/Publications/PDF/Pub1528_web.pdf#search=%27IAEA+CT+5%27)

The American Association of Physicists in Medicine (AAPM) published the original version of figure 1-11 to 1-13 in the English language. This translation has not been verified by AAPM.

図 1-11 から 13 の原版は、American Association of Physicists in Medicine (AAPM) によって英語表記で出版されている。日本語翻訳については、AAPM の承認を受けていない。

https://www.aapm.org/pubs/reports/RPT_111.pdf#search=%27TG111+AAPM%27

要旨

【背景と目的】

近年、コンピュータ断層撮影装置（CT）は放射線検査における重要なモダリティの1つとなっている。一方で、CT検査の被ばくは医療被ばくの34%を占めており、患者の被ばく線量の管理が必要となっている。本研究では、CT撮影における患者の被ばく線量の管理を目的に、CT撮影における新たな吸収線量計測法の開発、4機種 of CT装置における吸収線量の比較、患者CT画像を用いたモンテカルロ（MC）計算による患者被ばく線量の定量的評価を行った。

【方法】

初めにMC法によるCT装置のモデリングを行うために、アルミニウム（Al）半価層と空中軸外線量比（OCR）を測定した。モデリングでは入射光子スペクトル、付加フィルタ、ボウタイフィルタを作成し、Al半価層とOCRの測定値と計算値が一致するように調整を行った。次に自作のCT用円柱水ファントムを用いて、電離量測定を行った。電離箱線量計には、放射線治療領域において基準線量計として広く普及されているFarmer形電離箱を用いた。測定した電離量はコバルト水吸収線量校正定数とMC法から算出した各種補正係数を用いて、アクリルにおける吸収線量に変換した。最後に患者CT画像を用いたMC計算から、CT撮影における患者の線量分布を算出し、線量体積ヒストグラムを用いて、各臓器における線量を定量的に評価した。

【結果と考察】

4機種 of CT装置において、Al半価層は120kVpで7.2-9.1mmであり、100kVpで6.1-8.0mmであった。またAl半価層の測定値と計算値は0.3%以内で一致した。OCRは中心軸から急激に線量が減少し、10cm離れた位置では、どの装置においても中心線量の50%程度まで減少した。またOCRの測定値と計算値は5%以内で一致した。次に体幹部用CTファントム中心で測定した吸収線量は、120kVpで5.1-7.1mGy/100mAs、100kVpで10.8-17.5mGy/100mAsであった。また吸収線量はAl半価層が大きくなるほど、小さくなった。測定した吸収線量は計算値と5%以内で一致した。本計測法における吸収線量の不確かさは2.1%であり、CT dose index in air (CTDI_{air})の不確かさ3.5%に比べ1.4%小さくなった。頭部撮影、胸部撮影、腹部撮影における軟部組織の平均線量は8.0-16.7mGy/100mAs、2.8-4.6mGy/100mAs、3.0-3.9mGy/100mAsであった。

【結論】

本研究で開発した計測法は、CT撮影における吸収線量を直接的に計測可能であり、CTDI_{air}に比べて高精度な計測法である。CT撮影における吸収線量はAl半価層が大きくなるほど、小さくなった。MC計算による患者臓器線量の評価は、CT検査における患者の被ばく線量の管理に有用であった。

博士後期課程在籍中の論文一覧

筆頭論文 計 3 編

Ohno, T., Araki, F., Tsuduki, S., Kawasaki, K. Monte Carlo calculation of patient organ doses from computed tomography. *Radiological Physics and Technology*. 2014, 7:176-182.

Ohno, T., Araki, F., Hioki K., Tomiyama, Y., Tamashita, Y. New absorbed dose measurement with cylindrical water phantoms for multidetector CT. *Physics in Medicine and Biology*. 2015, 60:4517-4531.

Ohno, T., Araki, F., Onizuka R., Hatemura, M., Shimonobou, T., Sakamoto, T., Okumura, S., Ideguchi, D., Honda, K., Kawata, K. Comparison of dosimetric properties among four commercial multi-detector computed tomography scanners. *Physica Medica*. 2017, 35:50-58.

共著論文 計 7 編

Hioki, K., Araki, F., **Ohno, T.**, Nakaguchi, Y., Tomiyama, Y. Absorbed dose measurements for kV-cone beam computed tomography in image-guided radiation therapy. *Physics Medicine in Biology*. 2014, 59 : 7297-7313.

Tomiyama, Y., Araki, F., **Ohno, T.**, Hioki, K. Three-dimensional gamma analysis of dose distributions in individual structures for IMRT dose verification. *Radiological Physics and Technology*. 2014, 7:303-309.

Araki, F., **Ohno, T.** The response of a radiophotoluminescent glass dosimeter in megavoltage photon and electron beams. *Medical Physics*. 2014, 41:122102.

Nakaguchi, Y., **Ohno, T.**, Maruyama, M., Shimohigashi, Y., Kai, Y. Validation of fluence-based 3D IMRT dose reconstruction on a heterogeneous anthropomorphic phantom using Monte Carlo simulation. *Journal of Applied Clinical Medical physics*. 2015, 16:5199.

Nakaguchi, Y., Araki F., **Ohno, T.**, Maruyama, M., Shimohigashi, Y., Kai, Y. Validation of quick three-dimensional dose verification system for pre-treatment IMRT QA. *Radiological Physics and Technology*. 2015, 8:73-80.

Hioki, K., Araki, F., **Ohno, T.**, Tomiyama, Y., Nakaguchi, Y. Monte Carlo-calculated patient organ doses from kV-cone beam CT in image-guided radiation therapy. *Biomedical Physics & Engineering Express*. 2015, 1:025023.

Onizuka, R., Araki, F., **Ohno, T.**, Nakaguchi, Y., Kai Y., Tomiyama Y., Hioki K. Accuracy of dose calculation algorithm for virtual heterogeneous phantoms and intensity-modulated radiation therapy in head and neck. *Radiological Physics and Technology*. 2016, 9:77-87.

本論文の主な内容を構成する論文

Ohno, T., Araki, F., Tsuduki, S., Kawasaki, K. Monte Carlo calculation of patient organ doses from computed tomography. *Radiological Physics and Technology*. 2014, 7:176-182.

Ohno, T., Araki, F., Hioki K., Tomiyama, Y., Tamashita, Y. New absorbed dose measurement with cylindrical water phantoms for multidetector CT. *Physics in Medicine and Biology*. 2015, 60:4517-4531.

Ohno, T., Araki, F., Onizuka R., Hatemura, M., Shimonobou, T., Sakamoto, T., Okumura, S., Ideguchi, D., Honda, K., Kawata, K. Comparison of dosimetric properties among four commercial multi-detector computed tomography scanners. *Physica Medica*. 2017, 35:50-58.

謝 辞

本研究を行うにあたり、終始熱心なるご指導とご鞭撻を賜りました熊本大学大学院生命科学研究部 荒木不次男教授に心から御礼申し上げます。また、惜しみないご支援賜りました熊本大学医学部附属病院 羽手村 昌宏様、下之坊 俊明様、済生会熊本病院 坂本 崇様、奥村 秀一郎様、国立熊本医療センター 井手口 大地様、熊本中央病院 本田 恵一様、川田 賢治様及び荒木研究室の皆様にご心からお礼申し上げます。

測定装置を提供して頂いた東洋メディック株式会社の黒田 武弘様、及びスタッフの皆様にご深く感謝しております。また、GMctdospp code の提供およびサポートをいただきました IMPS, University of Applied Sciences, Germany の Dr. Ralph Schmidt 氏および Dr. Jörg Wulff 氏にご深く感謝しております。

今回の実験に対して、設備使用許可にご尽力いただいた熊本大学医学部附属病院橋田 昌弘技師長、済生会熊本病院和田博文技師長、国立熊本医療センター古川則行技師長、熊本中央病院中山賢治技師長にご深謝致します。

本研究の一部は、2014-2015 年度日本放射線技術学会学術研究班活動として採択され研究助成を受けました。

略語一覧

CT	computed tomography	コンピュータ断層撮影
CTDI	CT dose index	CT 線量指標
MDCT	multidetector CT	マルチディテクタ CT
DVH	Dose volume histogram	線量体積ヒストグラム
PMMA	Poly-methyl methacrylate	アクリル樹脂
NEMA	National Electrical Manufacturers Association	アメリカ電機工業会
DICOM	Digital imaging and communications in medicine	
AAPM	American Association of Physicists in Medicine	アメリカ医学物理学会
IAEA	International Atomic Energy Agency	国際原子力機関
IEC	International Electrotechnical Commission	国際電気標準会議

第1章 序 論

1.1 本研究の背景

1.1.1 CT装置の変遷と被ばく線量

CT装置の歴史は、1951年に高橋信次が発表した回転横断断層法にさかのぼる¹⁾。回転横断断層法はFig. 1-1に示すように被写体およびフィルムを回転台に設置し、両回転台を同期させながら投影像を取得し、紙面上で画像再構成を行うアナログ手法であった²⁾。その後、1968年にG.N.Hounsfieldらによって、現在のCT装置の起源となるX線CTの特許が出願され、1973年にX線管、シンチレーションカウンタ、被写体ホルダから構成された初期のCT装置であるEMIスキャナが臨床応用された³⁾。一方で、当時のCT装置は1回のスキャン時間が約4分間と長く、臨床応用には問題を残していた。その後、CTではスキャン時間の短縮を中心に研究が行われ、1986年にはヘリカルスキャンCT装置が^{4,5)}、1998年には4列の検出器を有したMDCTが開発されている⁶⁾。これにより初期のCTで用いられていた単一検出器、narrow beam、アキシヤルスキャンといった技術が、現在のCTでは複数検出器、cone beam、ヘリカルスキャンに置き換わり、広範囲の撮影範囲を数秒で撮影可能となっている。加えて画像再構成技術の進歩から、3次元データを容易に取得可能となり、CTは画像診断だけでなく、放射線治療計画や3次元プリンタなど幅広い分野で利用が広がっている。

このようなCT装置の進歩に伴い、CT装置の設置数、検査数も急増している。Fig. 1-2に米国における人口100万人当たりのCT装置の台数および人口1000人当たりのCT検査数の推移を示す⁷⁾。CT装置の設置数は1995年に比べて2016年では3.2倍、検査数は1996年に比べて2016年では1.7倍の増加が見られる。またFig. 1-3に2000年における世界全体における放射線検査のカテゴリ別検査数割合および線量割合を示す⁸⁾。CT検査の検査数は放射線検査数の5%と小さいものの、線量は全線量の34%とすべての放射線検査において最も大きい割合を占めており、1検査当たりの被ばく線量が高いことがわかる。また2000年代には米国において、CT検査による多数の放射線障害が報告されており、CT検査における線量管理が急務となっている。また、患者の被ばく線量の管理では、CT検査における線量は疫学的なリスクを定量的に評価するため、放射線リスクに結びつく線量を正確に評価する必要がある

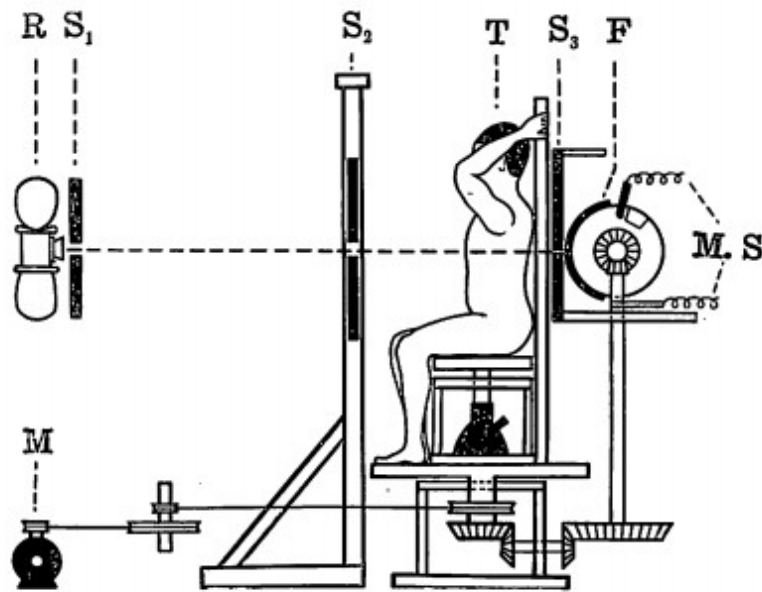


Fig. 110: Schematic representation of Fig. 109
 R: X-ray tube, T: Rotation table, S₁: First slit, S₂: Second slit,
 S₃: Main slit, F: Film, M: Electric motor

Fig. 1-1. Schematic image of rotation radiography²⁾.

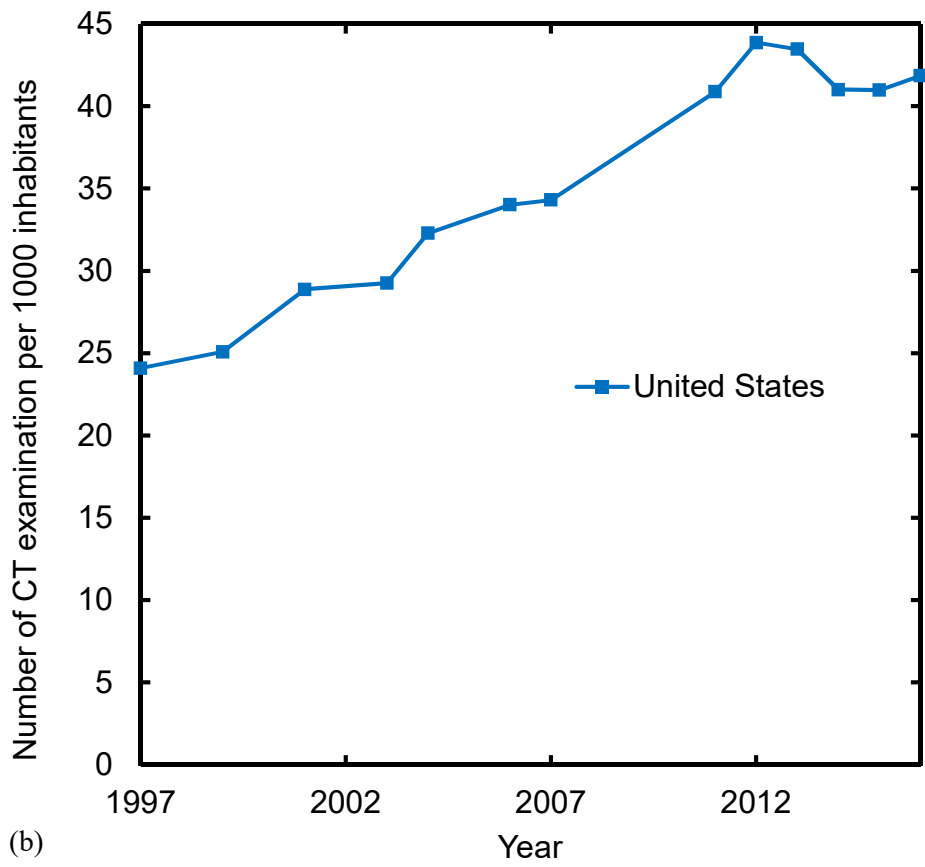
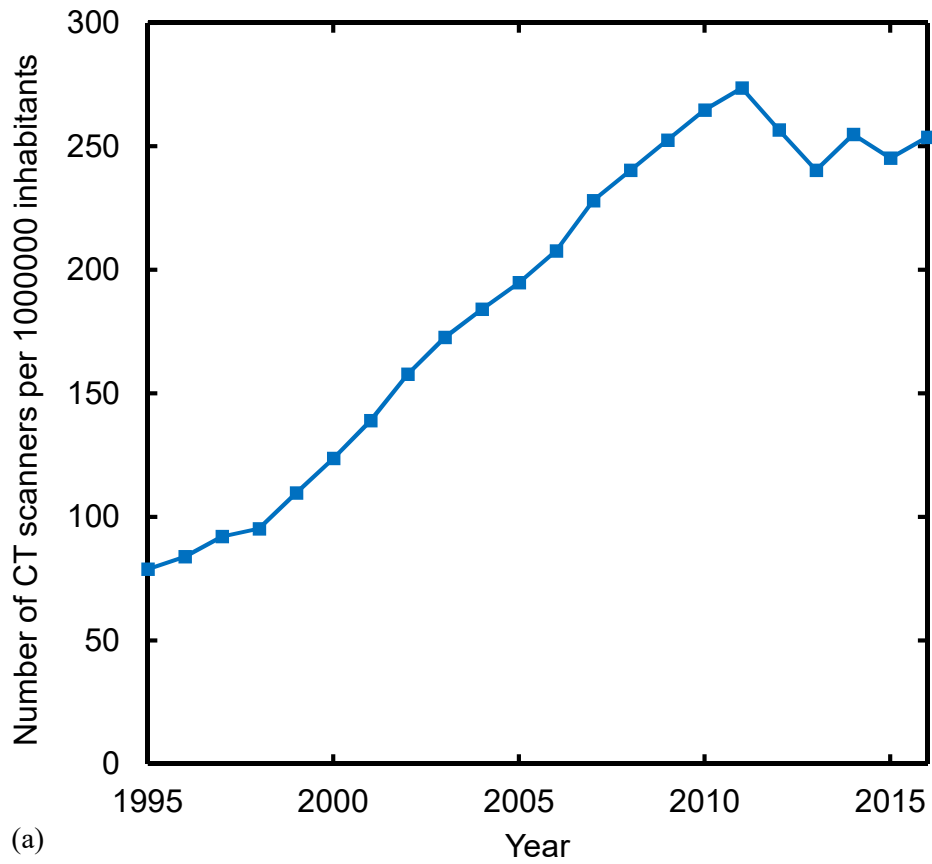


Fig. 1-2. Transition of (a) number of CT scanners and (b) number of CT examination⁷⁾

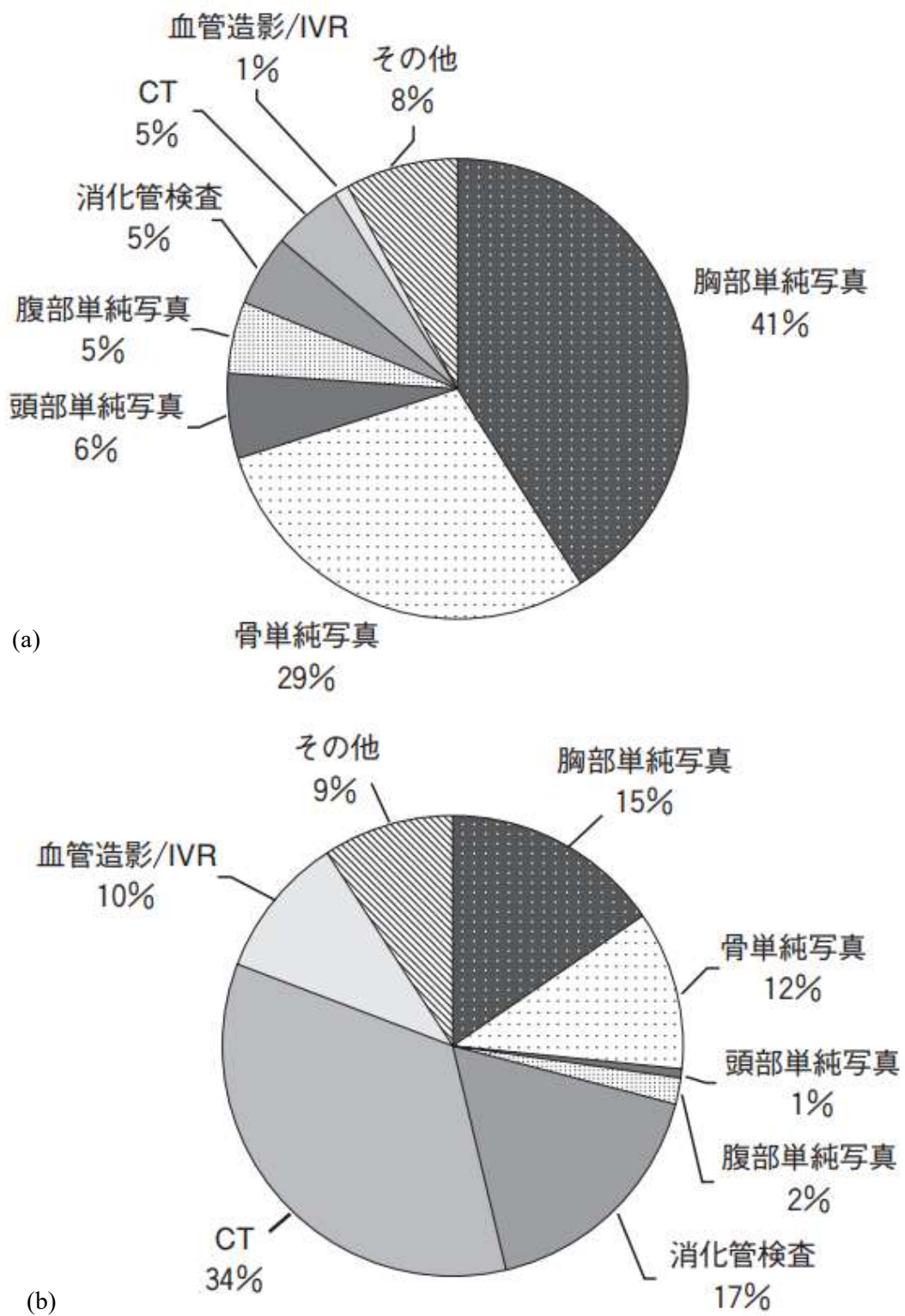


Fig. 1-3. (a)The ratio of radiological examination and (b)the ratio of radiation dose in the world⁸⁾

1.1.2 CT 検査における線量評価

CT における線量評価としては、CTDI が広く用いられている。CTDI は 1970 年代にアメリカ食品医薬局によって提唱された⁹⁻¹⁰⁾。CTDI は円柱 PMMA ファントム内の空気カーマを円筒形電離箱を用いて測定し、次式から算出する¹¹⁻¹⁶⁾。

$$CTDI = \frac{1}{N \times T} \int_{-\infty}^{+\infty} D(z) dz. \quad (1)$$

式(1)において、 N は測定時のスライス数、 T はスライス厚、 $D(z)$ は 1 回転のアキシアルスキャンにおける線量プロファイルを示す。また $N \times T$ は同値である表示ビーム幅に置き換えることが可能である。しかし、実際の測定においては無限長のプロファイルの積分値を求めることは現実的ではない。そのため、実用的な値として 100 mm 長の線量の積分値を使用する $CTDI_{100}$ が用いられ、次式で表される。

$$CTDI_{100} = \frac{1}{N \times T} \int_{-50mm}^{+50mm} D(z) dz. \quad (2)$$

$CTDI_{100}$ の測定においては、100 mm 長の線量積分値を測定するため、Fig. 1-4 に示すような、長さ 100 mm の CT 用円筒型電離箱と円柱 PMMA ファントムを用いて計測される。PMMA ファントムは直径 160 mm、長さ 150 mm の頭部用ファントムと、直径 320 mm、長さ 150 mm の体幹部用ファントムの 2 種類がある。測定の際には、Fig. 1-5 に示すように PMMA ファントムの中心を X 線管球の回転中心に一致させ、中心の線量を測定する。また、CT は回転照射であるため、中心の線量と周辺の線量が大きく異なる。そのため、ファントム全体の線量を表す指標として、weighted CTDI ($CTDI_w$) が用いられる。 $CTDI_w$ は中心における $CTDI_{100}$ である $CTDI_{100, center}$ と周辺部 4 箇所 (12 時方向、3 時方向、6 時方向、9 時方向) におけるの平均値である $CTDI_{100, periferal}$ を用いて、次式で表される¹⁷⁾。

$$CTDI_w = \frac{1}{3} CTDI_{100, center} + \frac{2}{3} CTDI_{100, periferal}. \quad (3)$$

一方、CTDI は CT 導入初期の線量指標であるため、CT の技術的進歩に伴い、様々な換算値も用いられている。例えば、ヘリカルスキャンに対しては、スライス間のオーバーラップやギャップの影響を考慮した Volume CTDI ($CTDI_{vol}$) があり、次式で表される¹⁸⁾。

$$CTDI_{vol} = \frac{N \times T}{L} CTDI_w. \quad (4)$$

ここで、 L は1回転当たりの寝台移動量を示す。また撮影範囲を考慮する場合は、すべてのスキャン長さと $CTDI_{vol}$ の積である Dose Length Product (DLP) も用いられる。近年では、NEMA において、CT 装置の検査前の線量表示機能の装備が義務化されている。また、その際の表示線量には $CTDI_{vol}$ や DLP が規格されており、その利用はますます広がりつつある¹⁹⁻²³⁾。また DICOM では DICOM radiation dose structured report (RDSR) において、 $CTDI_{vol}$ や DLP が記録され、複数検査における患者の横断的な積算線量の算出が可能となっている¹⁹⁾。



Fig. 1-4. The schematic image of CTDI phantom and 100 mm CT pencil chamber¹²⁾ .

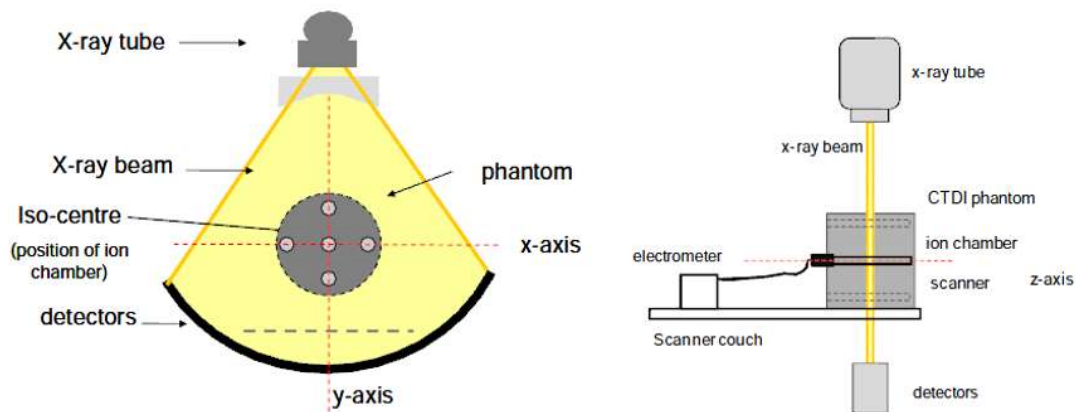


Fig. 1-5. Experimental setups of CTDI¹²⁾.

1.1.3 CTDI の問題点

CTDI は CT における基準の線量計測法として利用が広がる一方、これまでの研究において、原理的な問題が指摘されている^{11-16, 24-29)}。

Mori ら²⁵⁾は直径 320 mm、長さ 900 mm の PMMA ファントムとフォトダイオード検出器を用いて、CTDI_∞を計測している。20 mm のビーム幅において、CTDI₁₀₀は CTDI_∞に比べて、中心で 40%、周辺で 20%、線量を過小評価したと報告している。同様に Li ら²⁸⁾は長さ 900 mm のファントムと長さ 150 mm の PMMA ファントムで CTDI₁₀₀を測定し、ビーム幅が大きくなるほど、2つの PMMA ファントムでの CTDI₁₀₀の差は大きくなったと報告している。これらは、CTDI₁₀₀の測定範囲が広いビーム幅に対して短いため、散乱線成分の寄与を考慮しておらず、本来の線量を過小評価する傾向があること、長さ 150 mm の PMMA ファントムが広いビーム幅を用いた場合、散乱線が飽和するためには、長さが不十分であることに起因している。Fig. 1-6 に示すように、2007 年には 320 列の検出器を搭載した MDCT が登場するなど検出器の列数の増加は著しく、より広いビーム幅への対応が必要となっている。また、Dixon ら²⁶⁾はラジオクロミックフィルムを用いて、空気中のビーム幅を計測している。表示ビーム幅が 5 mm および 10 mm に設定した場合、実ビーム幅は表示ビーム幅に比べて、それぞれ 56%、27%大きくなったと報告している。同様に、Mori らはフォトダイオード検出器を用いて、空気中のビーム幅を計測しており、表示ビーム幅を 10 mm および 32 mm に設定した場合、実ビーム幅は表示ビーム幅に比べて、それぞれ 140%、43%大きくなったと報告している²⁵⁾。これは Fig. 1-7 に示すように、CT では撮像に半影領域の線量が寄与しないように、実ビーム幅が表示ビーム幅より大きくなる **overbeaming effect** に起因する。CTDI では積算線量をビーム幅で除して、スキャン中心部分の平均線量を求めるため、表示ビーム幅と実ビーム幅の違いは、CTDI における線量の過大評価につながる。

このような報告から、AAPM Task Report (TG) -111 では、広いビーム幅を用いたヘリ

カルスキャンの線量評価にCTDIを用いることは、原理的に困難であると報告している¹²⁾。また、IAEA Human Health Report No.5¹⁵⁾においても、同様の報告が見られている。

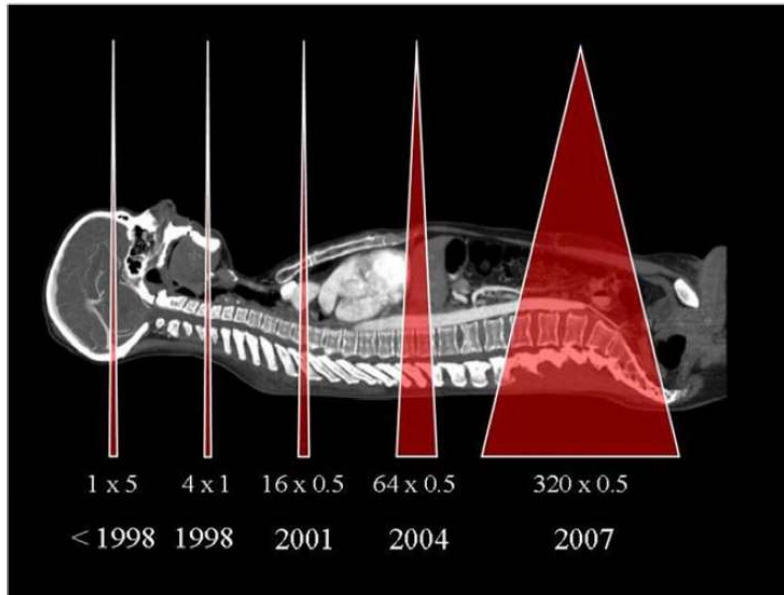


Fig. 1-6. Progression of typical clinical scan configuration¹⁵⁾

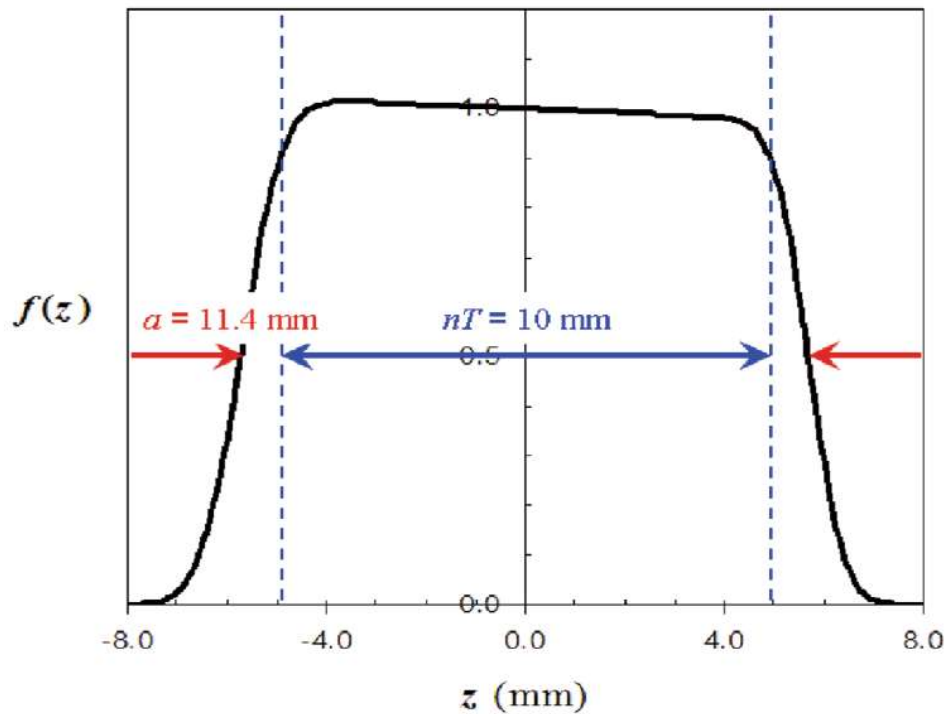


Fig. 1-7. The dose profile in air under nominal beamcollimation of 10 mm¹¹⁾

1.1.5 CTにおける新たな線量測定法

前項で述べたように、CTDIは広いビーム幅およびヘリカルスキャンに対して、原理的な問題点を抱えているため、新たな線量計測法が提案されている。IECおよびIAEAでは、ビーム幅が40 mm以上での $CTDI_{100}$ の評価式として、次式を提案している^{11, 15)}。

$$CTDI_{100} = \frac{1}{(N \times T)_{ref}} \int_{-50mm}^{+50mm} D_{ref}(z) dz \cdot \frac{CTDI_{air, N \times T}}{CTDI_{air, ref}}. \quad (5)$$

ここで、 $N \times T$ は目的とする40 mm以上のビーム幅を、refは基準とする40 mm以下のビーム幅を示す。また $CTDI_{air}$ はFig. 1-8に示すように、電離箱線量計の中心をX線管球の回転中心に一致させた状態で、空気中で測定され、次式で表される。

$$CTDI_{air} = \frac{1}{N \times T} \int_{-L/2}^{+L/2} D(z) dz. \quad (6)$$

ここで、 L は使用する電離箱線量計の長さを示す。実際の測定では、すべての線量プロフィールを収集するため、測定するビーム幅 $N \times T + 40$ mm以上の長さが推奨されている。そのため、ビーム幅が60 mm以上である場合、通常、CTDI測定で使用される長さ100 mmのCT用円筒形電離箱では、測定範囲が不足する。したがって、Fig. 1-9に示すような長さ300 mmの円筒形電離箱を使用する。もしくは、Fig. 1-10に示すように長さ100 mmの円筒型電離箱を移動させて測定範囲を拡大することが推奨されている。一方で、IECおよびIAEAで提案されている方法は、表示ビーム幅と実ビーム幅の相違が線量へ及ぼす影響を解消できていないこと、長さ300 mmのCT用円筒形電離箱が研究用のみで作成されており市販されていないこと、ヘリカルスキャンでの線量計測に対応していないことが問題として残っている。

IECとは異なり、AAPMではCTDIを踏襲しない新たな線量計測法として、Fig. 1-11およびFig. 1-12に示すような直径300 mm、長さ500 mmの円柱水ファントムと0.6 ccのFarmer形電離箱を用いた線量計測法を提案している¹²⁾。CTDIでは1スキャンの線量プロフィールを、1回転中にすべて測定することを目的としているが、この手法では、長いファントムを用いることで、Fig. 1-13に示すように寝台を移動させながら、複数回転中に線量プロフィール測定することを目的にしている。そのため、ヘリカルスキャンにおける線量を直接的に計測する可能であり、あらゆるビーム幅、テーブル移動、スキャン長に対しても有効である。一方で、具体的な計測手順や、計測において必要となるファントム物質と空気の質量エネルギー吸収係数や電離箱線量計の擾乱補正係数等は示されていない。

そこで、本研究ではCT撮影における新たな吸収線量計測法の開発を目的に、頭部用

および体幹部用円柱水ファントムを作成し、本ファントムを用いて CT 撮影における吸収線量を計測した。また、複数の異なる機種 of CT 装置に本計測法を用いて吸収線量を評価し、CT 装置間での吸収線量の比較を行った。加えて患者 CT 画像を用いたモンテカルロ (MC) 計算によって、患者被ばく線量の定量的評価を行った。

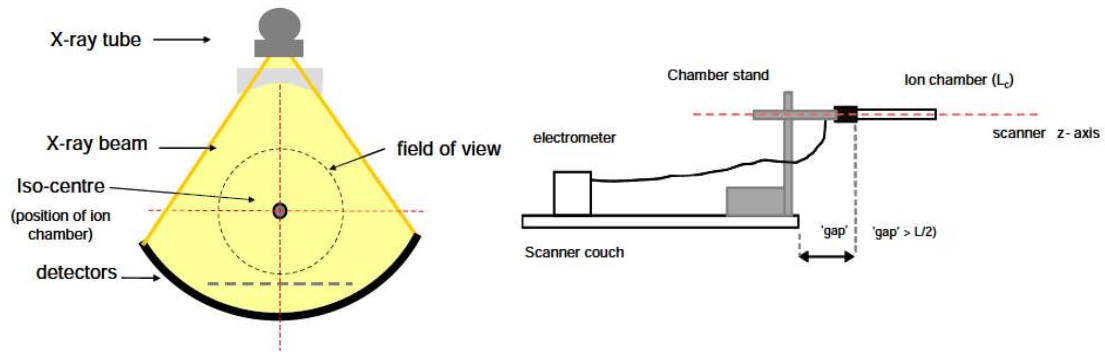


Fig. 1-8. Experimental setups of $CTDI_{air}$ ¹⁵⁾



Fig. 1-9. The schematic image of 300 mm CT pencil chamber¹⁵⁾

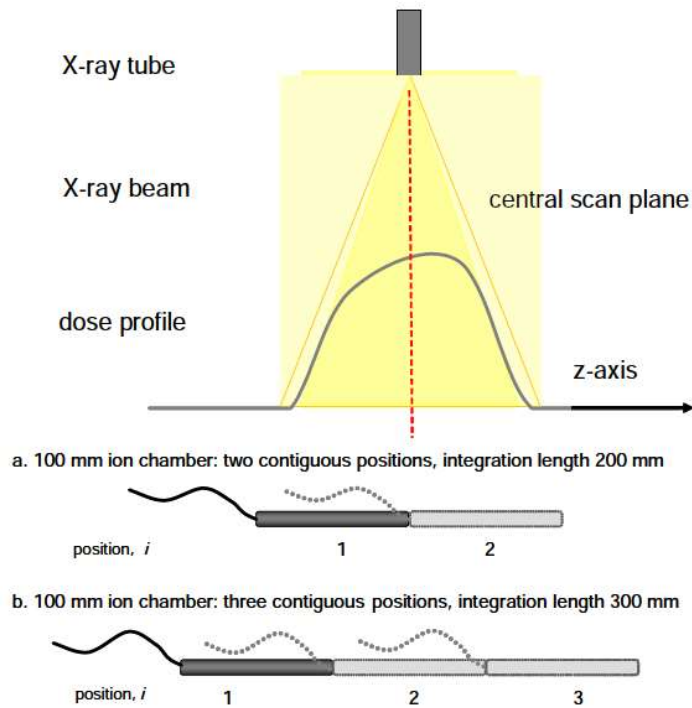


Fig. 1-10. Experimental setups of $CTDI_{air}$ using 100 mm CT pencil chamber under nominal beam collimation above 60 mm¹⁵⁾.



Fig. 1-11. The schematic image of cylindrical water phantom with 30 cm diameter and 50 cm length¹²⁾.



Fig. 1-12. The schematic image of Farmer chamber with 0.6 cc volume¹²⁾.

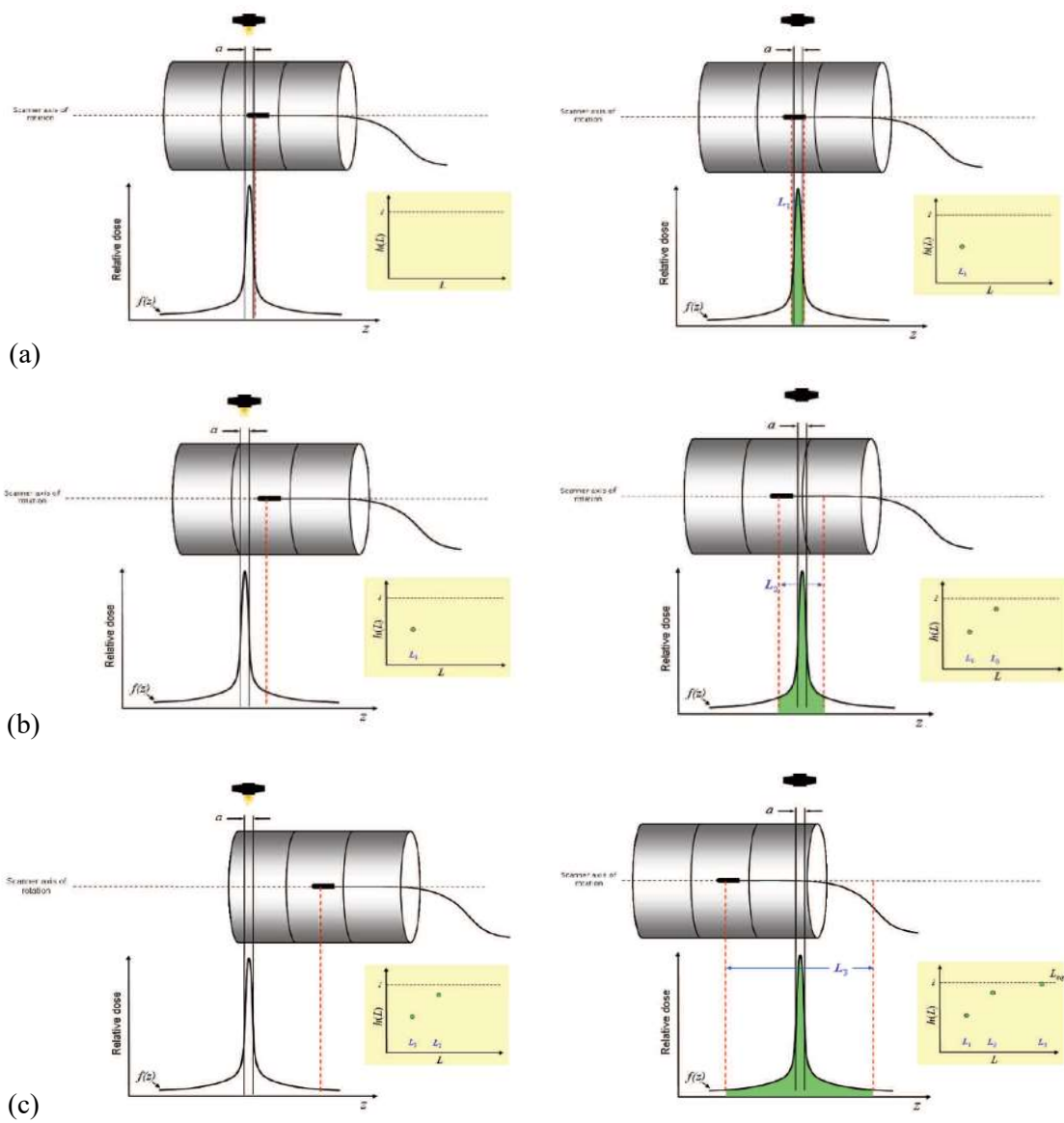


Fig. 1-13. The schematic image of dose measurement proposed in AAPM TG-111¹²⁾. (a) short scan length, (b) medium scan length, and (c) long scan length.

1.2 本研究の概要

本研究では CTDI での線量評価の問題点を踏まえて、以下の項目を満たす新たな吸収線量計測法の開発を行った。①散乱線の影響が飽和するために十分な長さで、人体と同等の直径を有するファントムを使用すること。②ヘリカルスキャンにおける線量を直接的に計測可能であること。③あらゆるビーム幅に対しても有効であり、**overbeaming effect** が直接的に線量評価に影響しないこと。④人体における吸収線量への変換が容易な水の吸収線量が計測可能であること。⑤計測が簡便で、線量の不確かさが小さいこと。である。また、本計測法で評価した線量は MC 計算による計算値および CTDI_{air} と比較した。

次に、本計測法が CT の機種に依らず使用可能であることを検証するため、4 機種の CT 装置において線量計測を行った。これまでの CT 装置の比較に関する報告では、半価層などのビーム特性についての報告はあるが、吸収線量に関する報告はない。そこで、本研究では 4 機種の CT 装置において吸収線量を計測し、CT 装置間での吸収線量を比較すると共に、ビーム特性と吸収線量の関係を明らかにした。

最後に、患者 CT 画像と MC 計算を用いて、患者被ばく線量の定量評価を行った。これまでに、CT 撮影における患者被ばく線量に関する報告は数多くあるが、多くは CTDI で計測された線量に基づいている³⁰⁻³⁸⁾。そのため、評価された患者線量は、CTDI におけるビーム幅やファントムサイズの影響を受ける。一方、本研究では本計測法で計測された線量に基づいて、より高精度な患者線量の評価を行った。また、これまでの報告は、各臓器の線量として、臓器体積の中心におけるポイント線量が報告されている。しかし、CT 装置では kV 単位の低エネルギー X 線が用いられるため、臓器内での線量分布の勾配が大きい。したがって、臓器全体での線量評価が望ましい。本研究では、DVH を用いて、定量的に臓器線量の評価した。

1.3 本研究の構成

本論文は全 4 章より構成されている。

第 1 章では、本研究の背景、本研究の概要、本論文の構成について述べた。

第 2, 3, 4 章では、著者がこれまで研究を行ってきた内容とその成果をまとめた。

第 2 章では、CT 撮影における新たな吸収線量計測法の開発として、自作の円柱水ファントムを用いた線量計測の手順、線量評価に必要な各種物理データ、計測された線量の検証結果を示した。本研究で作成した円柱水ファントムは体幹部用および頭部用の 2 種類があり、それぞれの円柱水ファントムにおける吸収線量を計測した。

第 3 章では、本計測法を用いて、4 機種 of CT 装置における吸収線量を計測し、CT 装置間の吸収線量の比較を示した。また 4 機種 of CT 装置での結果から、ビーム特性と吸収線量の関係性を明らかにした。加えて、4 機種における MC 計算値との比較から、本計測法が CT 装置の機種に依らず、使用可能であることを検証した。

第 4 章では、患者 CT 画像を用いた MC 計算から、CT 撮影における患者線量を評価した。MC 計算値は本計測法で評価した吸収線量で校正した。評価した撮影は頭部撮影、胸部撮影、腹部撮影の 3 種類である。また本研究で算出した患者線量は、過去に報告された患者線量と比較した。加えて、臓器線量の評価には DVH を用い、各臓器の体積全体が受ける線量として評価した。

第 5 章では、本研究のまとめと今後の課題について述べた。

第2章 CT撮影における新たな線量計測法の開発

2.1 緒言

近年、CT装置は検出器の多列化、画像再構成アルゴリズムの進歩により、高解像度の画像を短時間で取得可能であるだけでなく、3次元画像の再構成も可能となっている。そのため、CTは様々な病変に対して高い検出能を有しており、放射線診断において不可欠な装置となっている。一方で、CTからの被ばくは医療被ばくの34%を占め、線量管理が課題となっている。また線量管理の際は、放射線リスクを定量的に評価可能な、正確な線量評価が求められている。

現在、CT撮影における線量計測では、CTDIが多く用いられている。しかし、CTDIはCT導入初期の狭いビーム幅、アキシアルスキャンに対して定義された線量評価法である。そのため、現在のCTで用いられている広いビーム幅、ヘリカルスキャンでの線量評価では問題が指摘されている^{11-16, 24-29}。これまでの報告で指摘されている問題は、大きく3つに分類される。①CTDIでは1回転における線量プロファイルをすべて収集することを目的としているため、現在の広いビーム幅では電離箱線量計の有感体積が不十分であること^{12, 25}。②線量評価式にビーム幅が含まれているため、CTにおけるoverbeaming effectが直接的に線量に影響すること^{12, 25-26}。③ファントムの長さが150mmと小さいため、現在の広いビーム幅では散乱線が飽和しない状態であること^{12, 28}。である。また、これまで広いビーム幅に対するCTDIの拡張や新たな吸収線量計測法の概要は報告されているが、実用には至っていない。

本章では、CT撮影における新たな吸収線量計測法の開発について述べる。本計測法では、円柱水ファントム内に放射線治療の基準線量計として使用されるFarmer形電離箱を挿入して電離量を測定する。測定した電離量は、コバルト水吸収線量校正定数と電離箱の感度補正係数等に乗じることで、吸収線量を評価する。CTDIは長い電離箱線量計で1回転中にすべての線量プロファイルを測定することを目的としているが、本計測法ではポイント線量の評価に利用されるFarmer形電離箱線量計でヘリカルスキャンによる寝台移動を利用して、線量プロファイルを測定することを目的とする。そのため本計測法では、ヘリカルスキャン撮影での吸収線量を直接的に計測可能である。また、電離箱線量計の校正定数に、不確かさの小さいコバルト水吸収線量校正定数を用いることで、線量評価の不確かさの低減が可能となる。

2.2 方法

2.2.1 モンテカルロ法によるCT装置のモデリング

初めにMC法を用いて、CTの線量計測に必要な補正係数の計算を行うため、CT装置のモデリングを行った。MC法は乱数を用いて確率的手法で解を求める数値計算である。放射線領域におけるMonte Carlo法の粒子の輸送計算は、粒子と物質の相互作用で生じ

る物理現象を確率的に表し、乱数と確率密度関数を用いて、その相互作用過程を追跡するものである。MC法は、現在、放射線分野において最も精度の高い線量計算法として知られている³⁹⁻⁴¹⁾。MC法では、乱数を用いて物質内の放射線輸送行程を精度よくシミュレートすることができ、測定では困難な電離箱線量計の擾乱の評価が可能である。また、CT装置に装備されている付加フィルタやボウタイフィルタをモデリングすることが可能で、CT撮影における線量を正確に計算することができる。

CT装置にはBrilliance iCT (Philips Electronics) 64列を用いた。過去の報告⁴²⁾を参考に、ビームデータとしてAluminium (Al)に対するX線の減弱曲線および空中での軸外線量比 (OCR)を測定した。Fig. 2-1にAl減弱曲線および軸外線量比の測定配置を示す。測定には有感体積 3.0 cm^3 を有する10X6-3 CT pencil chamber (Radcal Corporation, USA)を使用した。照射条件は、管電圧80, 100, 120 kVp, 管電流100 mA, 照射時間1秒, ビーム幅40 mmである。X線の減弱曲線の測定では、散乱線の影響が少ないように、鉛コリメータを用いて照射野を $2.0\times 2.0\text{ cm}^2$ に絞った。OCRでは、ボウタイフィルタの形状が中心軸に対して左右方向は対象であると仮定して、CTの開口半径であるCTの回転中心から24 cmまでを1 cm間隔で測定した。

CT装置のモデリングにはGMctdospp (IMPS, Germany)を使用した⁴³⁻⁴⁴⁾。GMctdosppは汎用MC codeであるElectron Gamma Shower at National Research Council of Canada (EGSnc) code system⁴⁵⁾に、Graphical User Interfaceを追加して、CTの線量計算を容易にしたソフトウェアである。モデリングでは、入射光子スペクトル、付加フィルタ、ボウタイフィルタの3つを作成した。入射X線スペクトルの作成には、メーカーの仕様書を参考にX線管のターゲット角度を7度に設定した。付加フィルタの材質はAlとし、厚さはX線減弱曲線の計算値が測定値に一致するように調整した。ボウタイフィルタの形状は、OCRの計算値が測定値に一致するように調整した。Fig. 2-2に作成したCTモデリングの模式図を示す。X線のファン角度は52度であり、焦点-回転中心距離は57 cmに設定した。また、付加フィルタは11.5 mmのAlとし、ボウタイフィルタは最大厚7.09 cmのPMMAである。

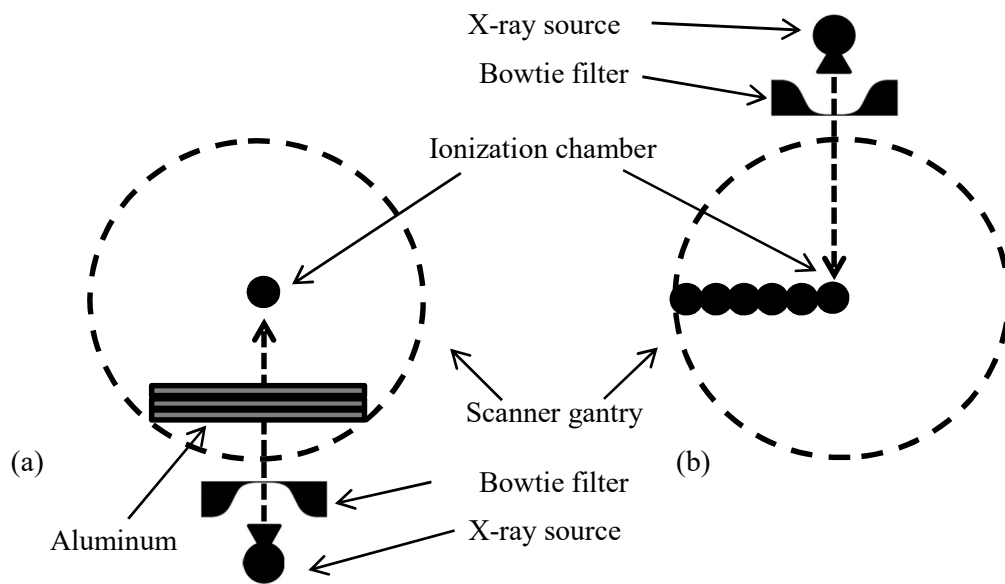


Fig. 2-1. Experimental set-up for beam data measurements for multidetector CT: (a) photon intensity attenuation curves for aluminum, (b) OCR profiles in air.

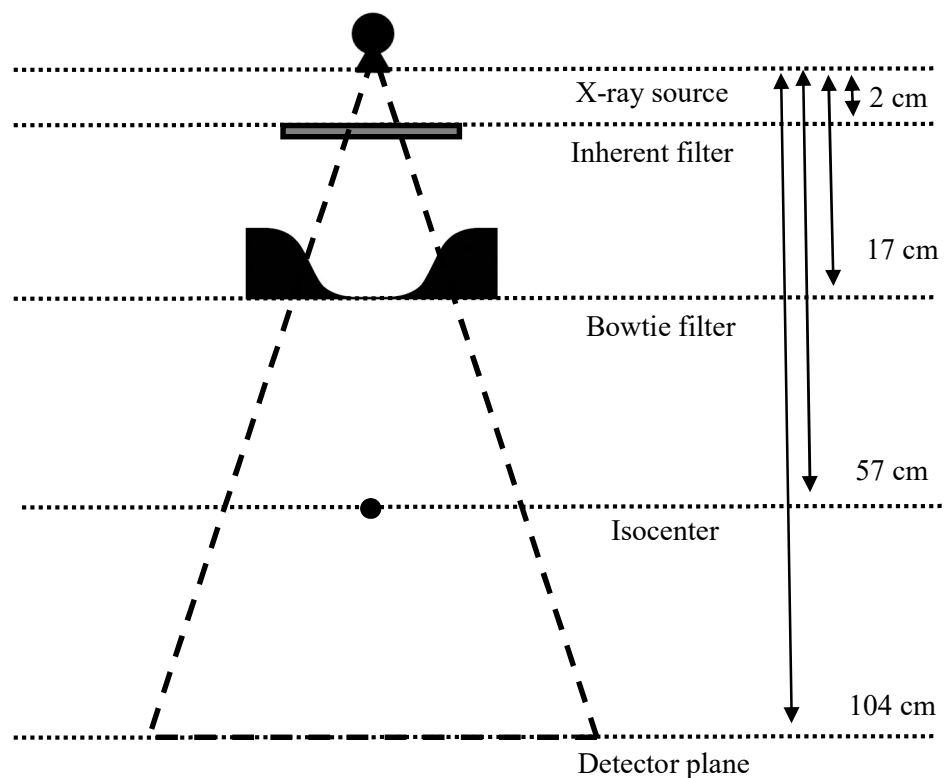


Fig. 2-2. Schematic diagram of multidetector CT geometry. The fan angle and focal spot-to-axis distance of an X-ray beam were 52 degrees and 57 cm, respectively. The inherent filter and the bowtie filter consist of 11.5-mm-thick aluminum and PMMA with a maximum thickness of 7.09 cm, respectively.

2.2.2 CT 用円柱水ファントムを用いた吸収線量評価式

本研究では、CT 撮影における線量計測のため、CT 用円柱水ファントムを作成した。CT 用円柱水ファントムは、撮影部位に応じて、頭部用と体幹部用の 2 種類がある。Fig 2-3 に、体幹部用の CT 用円柱水ファントムの外観を示す。Fig.2-4 は、それぞれのファントムの幾何学的な模式図である。体幹部用ファントムの長さおよび半径はそれぞれ、510 mm および 150 mm であり、AAPM TG-111¹⁶⁾を参考に決定した。また、頭部用ファントムの長さおよび半径はそれぞれ、330 mm および 80 mm であり、成人における頭部の平均半径を参考に決定した。両ファントムの長さは、散乱線が飽和するために必要な長さに設定した。両ファントムの外壁は 5 mm 厚の PMMA で囲まれており、ファントム中に水を注入することができる。またファントム中心と周辺 4 箇所直径 13 mm の PMMA 棒が挿入可能である。線量測定の際は、この PMMA 棒を電離箱線量計と入れ替えて使用する。

PMMA に対する吸収線量 D_{PMMA} は、コバルト水吸収線量校正定数 $N_{D,w}^{60\text{Co}}$ および電離箱のエネルギー依存性などの各種補正係数を用いて、次式のように計算される⁴⁶⁻⁴⁷⁾。Fig. 2-5 には、CT 用水ファントムを用いて、次式で吸収線量を算出する手順を示す。

$$D_{\text{PMMA}} = N_{D,w}^{60\text{Co}} M_{\text{PMMA}} k_{\text{PMMA}} k_Q k_{D,\text{PMMA}}. \quad (7)$$

ここで、 M_{PMMA} は水ファントム内の PMMA 鞘内で測定された電離量である。本研究では、0.6 cm³ の有感体積を有する PTW30013 Farmer Chamber を PMMA 鞘に挿入して測定した (Fig. 2-5(a))。次に、電離量変換係数 k_{PMMA} を用いて、 M_{PMMA} を水中の電離箱空洞内の電離量 M_w に変換した (Fig. 2-5(b))。ここで、 k_{PMMA} はファントム中心における M_w と M_{PMMA} の比であり、EGSnrc/egs_chamber user-code⁴⁶⁻⁵⁰⁾を用いて計算した。さらに、線質変換係数 k_Q を用いて、 M_w を水の吸収線量 D_w に変換した (Fig. 2-5(c))。 k_Q はコバルトに対する CT の 80, 100, 120 kVp X 線の線質変換係数であり、次式から算出した⁴⁶⁻⁵¹⁾。

$$k_Q = \frac{[D_w / D_{\text{chamber}}]_{\text{CT}}}{[D_w / D_{\text{chamber}}]_{60\text{Co}}}. \quad (8)$$

ここで、 D_w と D_{chamber} は CT 用水ファントム中心での水の吸収線量と電離箱空洞の吸収線量である。コバルトおよび CT に対する D_w と D_{chamber} は、EGSnrc/egs_chamber user-code⁴⁶⁻⁵¹⁾を用いて計算した。コバルトにおいては深さ 5 cm, SSD=80 cm で、コバルトのスペクトルは Mora ら⁵²⁾のスペクトルデータを用いた。CT では 2.2.1 で述べた CT モデリングを用いて、回転照射を行った。ビーム幅は Farmer chamber の有感体積がカバーされるように 10 cm に設定した。Farmer chamber のモデリングは、メーカーの仕様書を参

考に EGSnrc C++ library⁴⁸⁾を用いて行った。最後に、 $k_{D,PMMA}$ を用いて、 D_w をPMMAの吸収線量 D_{PMMA} に変換した (Fig. 2-5(d))。尚、 $k_{D,PMMA}$ はファントム中心における D_w と D_{PMMA} の比であり、EGSnrc/egs_chamber user-code⁴⁶⁻⁵¹⁾を用いて計算した。MC計算では、光電子の角度サンプリング、レイリー散乱、弾性散乱、原子緩和、スピン効果、電子衝突イオン化を含めた。また、光子断面積には XCOM データベースを用いた⁵³⁾。加えて、計算効率を向上させるため、分散低減法 (Variance reduction technique, VRT) を用いた。VRTは粒子の重み係数と相互作用の回数を増強させ、効率的に計算スピードを速め、かつ十分な精度を持った計算結果を得る手法である。本研究では photon cross-section enhancement を 256 に、photon splitting を 128 に Russian Roulette を 1/512 に設定した。また計算パラメータは、PCUT=1 keV, ECUT=100 MeV に設定した。ここで PCUT は光子のカットオフエネルギー、ECUT は電子のカットオフエネルギー (静止エネルギーを含まない) である。



Fig. 2-3. The picture of body-type cylindrical water phantoms

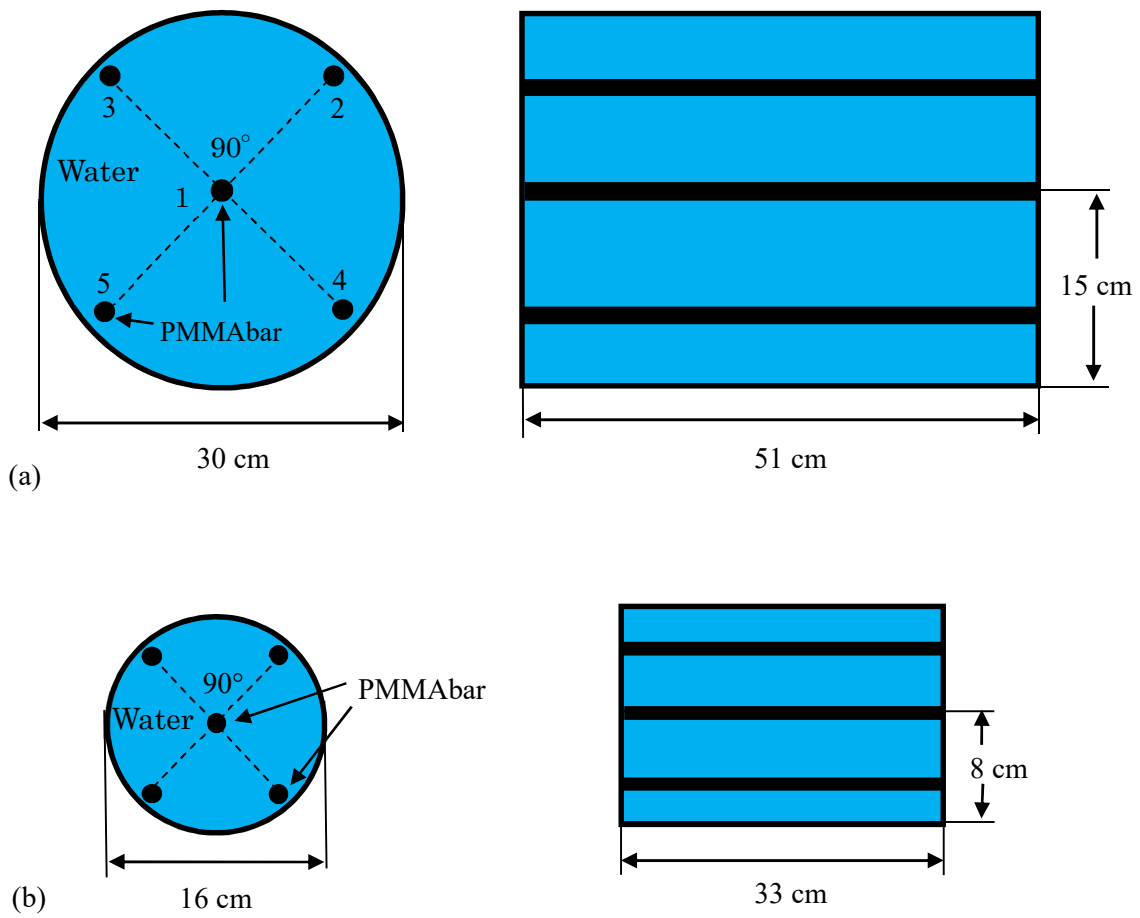


Fig. 2-4. Schematic geometries of cylindrical water phantoms with axial and lateral planes: (a) body-type and (b) head-type. Both phantoms consist of PMMA outer frame 5 mm in thickness and PMMA bars 1.8 cm in diameter at the center and four peripheral points. The peripheral points were located 2 cm from the outer PMMA frame along a diagonal line inside the phantom. The PMMA bars can be replaced with a Farmer chamber for dose measurement.

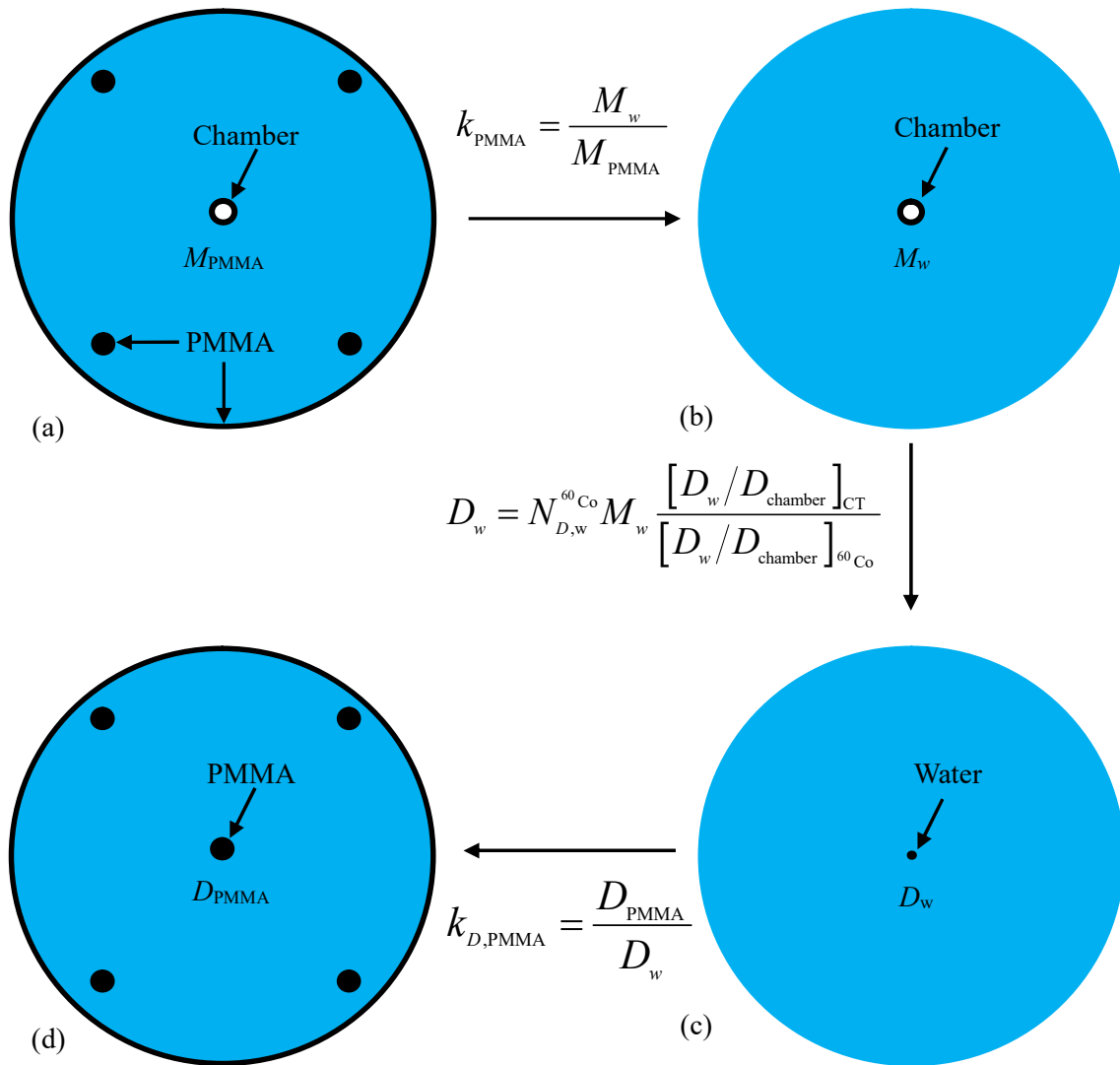


Fig. 2-5 Absorbed dose measurement with a Farmer chamber in the cylindrical water phantom. (a) Ionization of the chamber inserted into the PMMA bar, M_{PMMA} , at the center in the phantom. (b) Ionization of the chamber inserted into water, M_w , converted from M_{PMMA} using k_{PMMA} (c) Absorbed dose to water, D_w . (d) Absorbed dose to PMMA bar, D_{PMMA} , converted from D_w using $k_{D,PMMA}$.

2.2.3 モンテカルロ法による CT 用円柱水ファントムの線量計算

本研究では、吸収線量測定とともに、MC 法による CT 用円柱水ファントムの線量分布計算を行った。初めに、円柱水ファントムの CT 画像をボクセルファントムに変換して、CT 用ファントムの中心における線量 $[D_{\text{PMMA,center}}]_{\text{MC}}$ を計算した。ボクセルファントムは Fig. 2-6 に示す CT 値-物質・密度変換曲線に基づいて、CT 画像から作成した。ボクセルサイズは $3 \times 3 \times 5 \text{ mm}^3$ である。次に式(7)を用いて、吸収線量の測定値 $[D_{\text{PMMA,center}}]_{\text{meas}}$ を算出した。照射条件は体幹部用ファントムにおいて、管電圧 80, 100, 120 kVp, 管電流 422 mA, 表示ビーム幅 40 mm ビームピッチ 0.703, 回転速度 0.5 sec/rotation である。同様に頭部用ファントムでは、管電圧 80, 100, 120 kVp, 管電流 261 mA, 表示ビーム幅 40 mm ビームピッチ 0.392, 回転速度 1.0 sec/rotation である。MC 計算値に対する校正定数 CF_{phantom} を次式から算出した。

$$CF_{\text{phantom}} = \frac{[D_{\text{PMMA,center}}]_{\text{meas}}}{[D_{\text{PMMA,center}}]_{\text{MC}}} \quad (9)$$

CF_{phantom} はそれぞれの CT 用ファントムにおいて管電圧ごとに求めた。最後に MC 法による PMMA の吸収線量の計算値 $D_{\text{PMMA,MC}}$ は次式から算出した。

$$D_{\text{PMMA,MC}} = \frac{D_{\text{PMMA,meas}}}{CF_{\text{phantom}}} \quad (10)$$

算出した計算値は、校正と同一の照射条件における周辺の測定値と比較した。また、校正と異なる照射条件（管電圧 120 kVp, 管電流 422 mA, ビーム幅 20, 40 mm, ビームピッチ 0.515, 0.703, 1.015, 回転速度 0.5 sec/rotation）においても、吸収線量の計算値と測定値を比較した。MC 計算においては、overbeaming effect を考慮するため、実ビーム幅を用いた。実ビーム幅は、ラジオクロミックフィルムを用いて測定した回転中心の線量プロファイルの半値幅から求めた。MC 計算では、レイリー散乱を考慮し、光子断面積には XCOM データベースを用いた⁵³⁾。CT 用ファントムの線量分布計算では、tracklength 法⁵⁴⁻⁵⁷⁾と質量エネルギー吸収係数を用いて、衝突カーマを算出した。tracklength 法ではボクセル内を通過した光子のエネルギーフルエンスを計測し、質量エネルギー吸収係数との積から衝突カーマが算出される。質量エネルギー吸収係数の算出には EGSnrc user-code “g”を用いた⁴³⁻⁴⁴⁾。

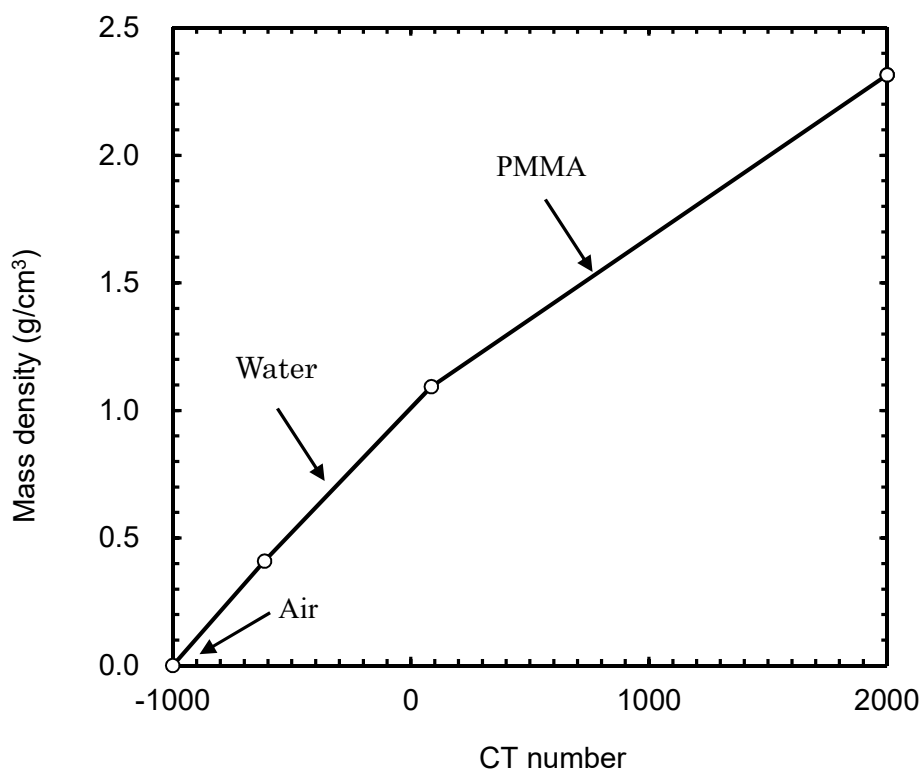


Fig. 2-6. Conversion curve of CT numbers to material and mass densities.

2.2.4 CTDI_{air}測定に基づいた校正定数

CF_{phantom} を検証するため、過去の報告³³⁻³⁴⁾を参考に、CTDI_{air}に基づいた校正定数 CF_{CTDIair} を計算した。CTDI_{air}の計算値 $[D_{\text{CTDIair}}]_{\text{MC}}$ はGMctdosppを用いて算出し、測定値 $[D_{\text{CTDIair}}]_{\text{meas}}$ は10X6-3 CT pencil chamberを用いて測定した。そしてCTDI_{air}に基づいた校正定数 CF_{CTDIair} は次式から算出した。

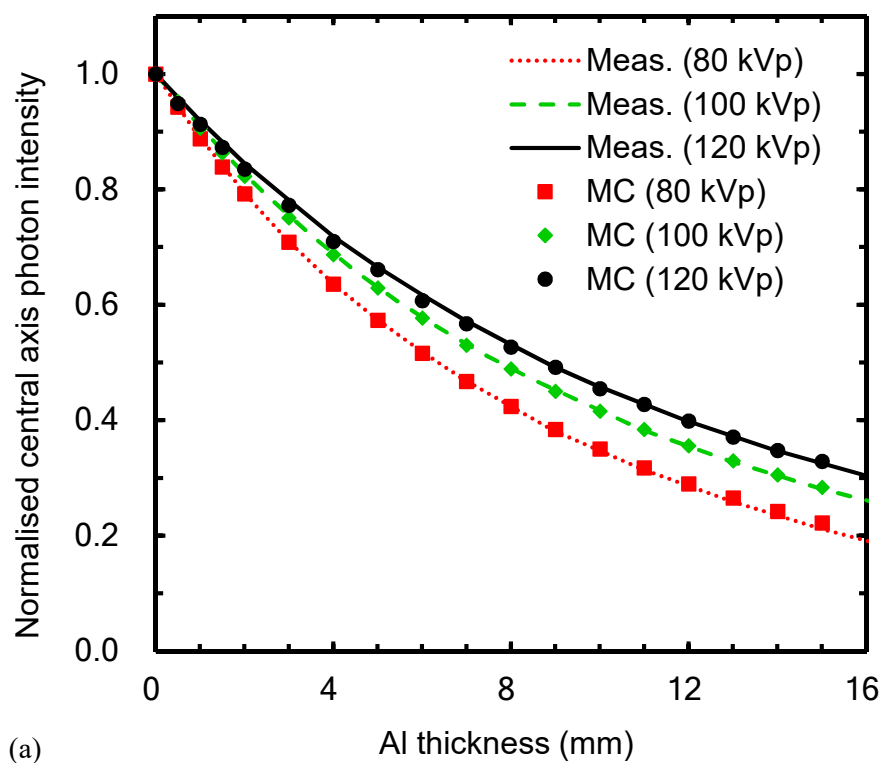
$$CF_{\text{CTDIair}} = \frac{[D_{\text{CTDIair}}]_{\text{meas}}}{[D_{\text{CTDIair}}]_{\text{MC}}} \quad (11)$$

CTDI_{air}測定時の照射条件は管電圧 80, 100, 120 kVp, 管電流 100 mA, ビーム幅 10 mm, 回転速度 1.0 sec/rotation である。MC 計算におけるビーム幅は過去の報告^{33-34, 37-38)}を参考に、表示ビーム幅を用いた。

2.3 結果

2.3.1 モンテカルロ法による CT 装置のモデリング

Fig. 2-7 に Al に対する X 線減弱曲線および空中軸外線量比を示す。また Fig. 2-8 に管電圧 80, 100, 120 kVp の X 線フルエンススペクトルを示す。80, 100, 120 kVp における Al 半価層の計算値は, 6.27, 7.67, 8.73 mm であり, 測定値と計算値は 0.3%以内で一致した。X 線スペクトルにおいては, 管電圧が小さくなるほど, 低エネルギーが多くなった。また, タングステンからの特性 X 線のピークが上昇した。80, 100, 120 kVp の X 線スペクトルの平均エネルギーは 52.9, 60.2, 66.8 keV である。管電圧 80, 120 kVp における空中軸外線量比の測定値と計算値は, 中心から 25 cm 以内において 3%以内で一致した。これらの CT 装置のモデリングの精度は, 過去の研究⁴²⁾と同等であった。



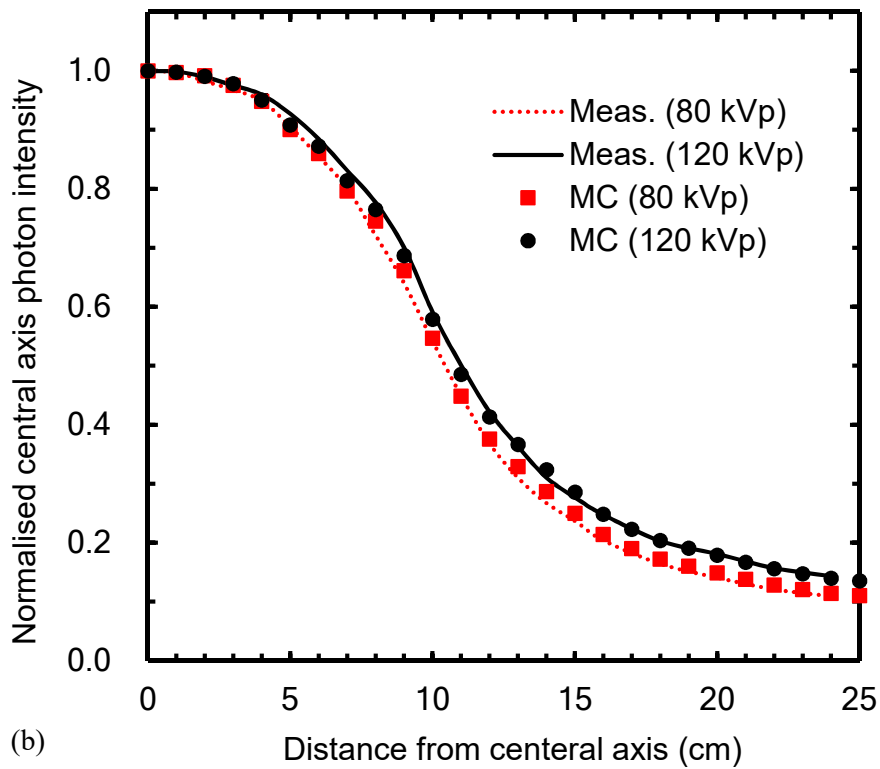


Fig. 2-7. Comparison of MC-calculated and measured beam data: (a) photon intensity attenuation curves for Al and (b) OCR profiles in air.

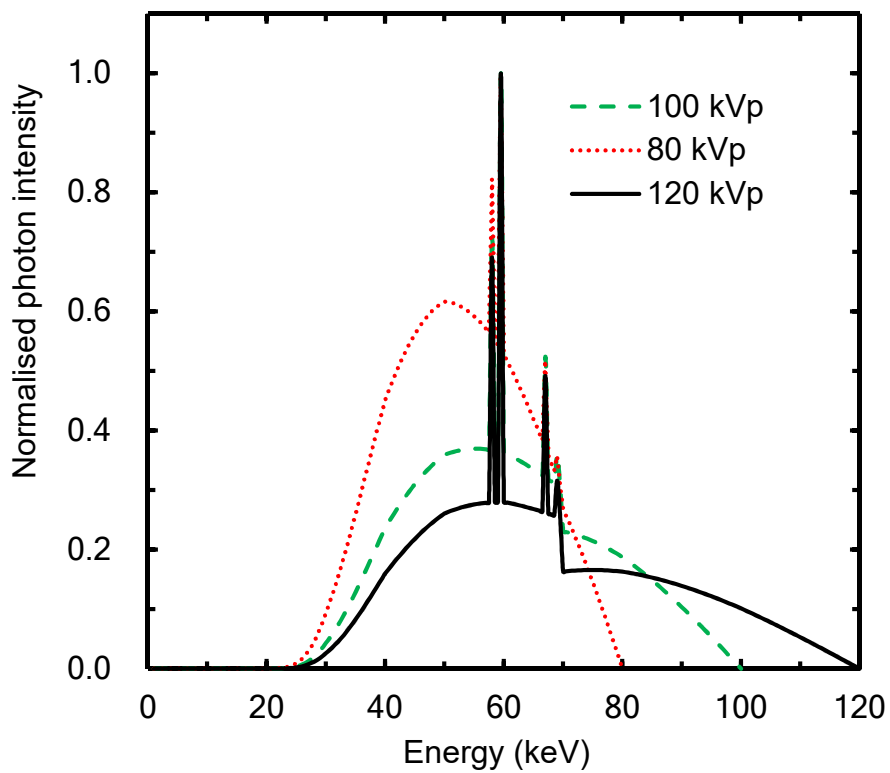


Fig. 2-8. Comparison of incident fullness spectra between 80, 100, and 120 kVp.

2.3.2 CT 用ファントムを用いた吸収線量測定における補正係数

Table 2-1 と Table 2-2 に、体幹部用ファントムと頭部用ファントムにおける管電圧 80, 100, 120 kVp の k_{PMMA} , k_Q , $k_{D,\text{PMMA}}$ の値と相対標準偏差を示す。すべての補正係数は管電圧が大きくなるほど、大きくなった。また、 k_{PMMA} , k_Q , $k_{D,\text{PMMA}}$ の管電圧による変化はそれぞれ、1%, 2.4%, 7%であった。さらに、体幹部用ファントムと頭部用ファントムでの補正係数の差は2%以内であった。

Table 2-1. Correction factors for the absorbed dose measurement in a body-type cylindrical water phantom.

Quantity	80 kVp	S.D. (%)	100 kVp	S.D. (%)	120 kVp	S.D. (%)
k_{PMMA}	0.980	0.15	0.991	0.14	0.990	0.13
k_Q	0.872	0.16	0.882	0.15	0.893	0.14
$k_{D,\text{PMMA}}$	0.716	0.15	0.743	0.13	0.764	0.14

Table 2-2. Correction factors for the absorbed dose measurement in a head-type cylindrical water phantom.

Quantity	80 kVp	S.D. (%)	100 kVp	S.D. (%)	120 kVp	S.D. (%)
k_{PMMA}	0.982	0.13	0.984	0.13	0.988	0.12
k_Q	0.874	0.13	0.886	0.13	0.897	0.13
$k_{D,\text{PMMA}}$	0.724	0.12	0.752	0.11	0.777	0.11

2.3.3 CT 用ファントムを用いた吸収線量測定

Table 2-3 に、管電圧 80, 100, 120 kVp における CF_{phantom} を示す。Table 2-4 には、ビーム幅の表示値と半値幅の測定値の比較を示す。各管電圧における CF_{phantom} のファントムによる違いは 1%以内であった。またビーム幅の測定値は表示値に比べて、7.5 mm で 56%, 40 mm で 9.8%大きくなった。

Fig. 2-9 は、体幹部用ファントムおよび頭部用ファントムにおける吸収線量の測定値と計算値の比較である。体幹部用ファントムにおいて、測定点 2 と 3 における計算値は測定値に比べて 2-5%小さくなった。一方、測定点 4 と 5 では、計算値は測定値に比べて 2-5%大きくなった。同様の結果は頭部用ファントムにおいても見られた。

Table 2-5 に MC 計算値の校正と異なる照射条件における CT 用ファントム中心での測

定値と計算値の比較を示す。ただし、照射条件は管電圧 120 kVp, 管電流 422 mA, 回転速度 0.5 sec/rotation, 表示ビーム幅 25, 40 mm, ビームピッチ 0.515, 0.703, 1.015 である。計算値は測定値と 1.5%以内で一致した。

Table 2-3. CF_{phantom} for tube voltages of 80, 100, and 120 kVp. Exposure conditions for a body-type cylindrical water phantom were 80, 100, and 120 kVp, 422 mA, nominal beam collimation of 40 mm, and beam pitch of 0.703. Similarly, for a head-type cylindrical water phantom, they were 80, 100, and 120 kVp, 261 mA, nominal beam collimation of 40 mm, and beam pitch of 0.392.

Quantity	Phantom type	80 kVp	100 kVp	120 kVp
CF_{phantom}	Head	4.44×10^{11}	8.58×10^{11}	1.35×10^{12}
	Body	4.44×10^{11}	8.69×10^{11}	1.34×10^{12}

Table 2-4. Comparison of nominal beam collimations and measured full width at half maximum (FWHM). FWHM was obtained from intensity profiles measured with a radiochromic film at the isocenter.

Nominal beam collimation (mm)	7.5	10	15	25	40
FWHM (mm)	11.7	14.3	19.3	29.1	43.9

Table 2-5. Comparison between measured and calculated doses at the center in a body-type cylindrical water phantom for various beam pitches and nominal beam collimations. The exposure conditions were tube voltage of 120 kVp, tube current of 422 mA, and exposure time of 0.5 sec/rotation.

Nominal beam collimation (mm)	Beam pitch	Measured (mGy)	Calculated (mGy)	%Diff
40	0.703	15.38	15.38	-
40	0.515	21.16	20.95	0.98
40	1.015	10.81	10.65	1.50
25	0.703	16.09	15.92	1.04

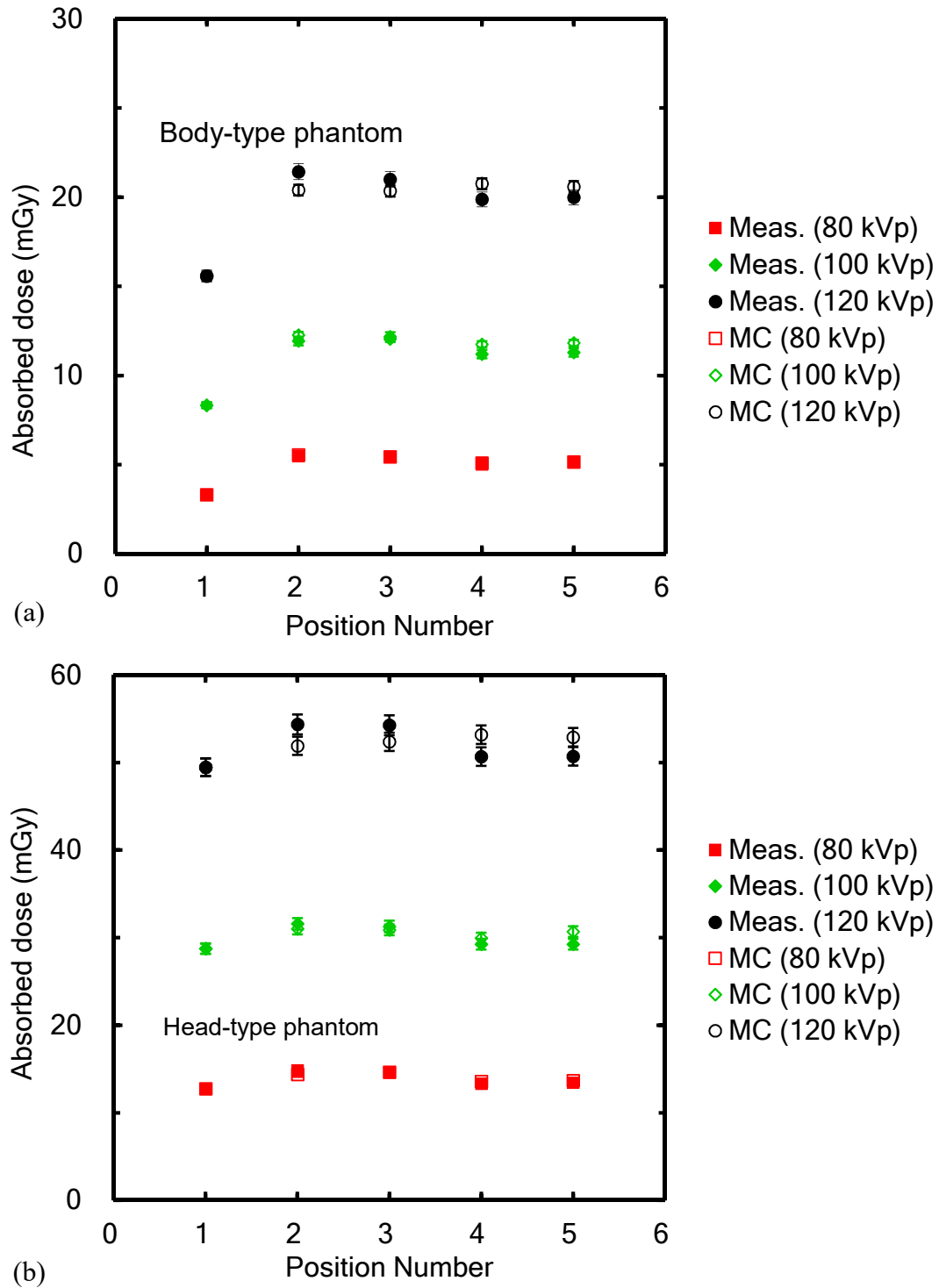


Fig. 2-9. Comparison of MC-calculated and measured doses at four peripheral positions in cylindrical water phantoms: (a) body-type and (b) head-type. Measurement points are shown in figure 3. Exposure conditions for body-type phantoms were 80, 100, and 120 kV, 422 mA, nominal beam collimation of 40 mm, beam pitch of 0.703, and 0.5 sec/rotation. Similarly, for head-type phantom, they were 80, 100, and 120 kV, 261 mA, beam collimation of 40 mm, beam pitch of 0.392, and 1.0 sec/rotation. The error bar shows standard deviation (1 S.D.).

2.3.4 校正定数 CF_{phantom} と CF_{CTDIair} の比較

Table 2-6 に、管電圧 80, 100, 120 kVp における CF_{CTDIair} を示す。 CF_{CTDIair} は CF_{phantom} に比べて 44-50%大きくなった。この差は表 2-4 に示した表示ビーム幅 10 mm における表示値と測定値の差と一致している。次に、表 2-7 に測定したビーム幅で再計算した校正定数 **corrected** CF_{CTDIair} を示す。すべての管電圧において、**corrected** CF_{CTDIair} は CF_{phantom} と一致した。

Table 2-6. CF_{CTDIair} for tube voltages of 80, 100, and 120 kVp. Exposure conditions for $CTDI_{\text{air}}$ were 80, 100, and 120 kVp, 100 mA, and nominal beam collimation of 10 mm.

Quantity	80 kV	100 kV	120 kV
CF_{CTDIair}	6.38×10^{11}	1.28×10^{12}	2.03×10^{12}

Table 2-7. Corrected CF_{CTDIair} for tube voltages of 80, 100, 120 kV. CF_{CTDIair} was recalculated with FWHMs based on the actual beam collimation similar to the MC dose calculation (table 2-5).

Quantity	80 kV	100 kV	120 kV
Corrected CF_{CTDIair}	4.40×10^{11}	8.84×10^{11}	1.41×10^{12}

2.3.5 線量の不確かさの比較

Table 2-7 に本計測法で測定された CT 用ファントム中心における吸収線量と $CTDI_{\text{air}}$ の不確かさの比較を示す。ただし、 $CTDI_{\text{air}}$ の不確かさは IAEA TRS-457¹⁴⁾を参照しており、空気カーマ校正定数 N_k 、線質、その他のユーザービームに関する不確かさはそれぞれ、2.0, 0.5, 2.9%であった。一方、本計測法では $N_{D,w}^{60\text{Co}}$ の不確かさが 0.54%であった。また、補正係数 k_{PMMA} , k_Q , $k_{D,\text{PMMA}}$ の不確かさは MC 計算の結果から算出した。さらに、ユーザービームを用いて、CT 用ファントム測定を行う場合の不確かさは AAPM TG-61⁵⁸⁾を参考に 2.0%とした。結果として、本手法の合成不確かさは 2.1%であり、IAEA TRS-457 における $CTDI_{\text{air}}$ の不確かさ 3.5%より小さくなった。

Table 2-7. Combined uncertainty (1 S.D.) for the absorbed dose at the center in a cylindrical water phantom determined by our method and by CTDI_{air} in the IAEA TRS-457¹⁴⁾.

Our method		CTDI _{air}	
Type of quantity or procedure	Uncertainty (%)	Type of quantity or procedure	Uncertainty (%)
$N_{D,w}^{60Co}$	0.54	N_K	2.0
k_Q	0.16	Radiation quality	0.5
k_{PMMA}	0.15		
$k_{D,PMMA}$	0.15		
User's beam	2.0	Other quantities	2.9
Combined uncertainty	2.1		3.5

2.4 考察

2.4.1 CT用ファントムを用いた吸収線量測定における補正係数

すべての補正係数は管電圧が高くなるほど、大きくなった。一方、体幹部用ファントムと頭部用ファントムでは、大きな違いは見られなかった。この結果は補正係数がファントムに依存せず、管電圧に依存することを示している。例として、管電圧 80, 120 kVp に対する k_Q は、0.872 および 0.893 であり、これは電離箱線量計の感度がコバルトに比べ、80 kVp で 1.147 倍(1/0.872) , 120 kVp で 1.120 倍 (1/0.893)になることを示している。

ただし、本研究ではすべての補正係数を CT 用ファントムの中心にて計算した。したがって、これらの補正係数は、厳密には CT 用ファントム中心においてのみ有効である。しかし、管電圧による補正係数の違いは 10%以内であり、ボウタイフィルタの厚さの変化による中心と周辺のビームハードニング効果の変化はわずかであると考えられる。結果として、本研究で算出したそれぞれの管電圧に対する補正係数は CT 用ファントムの周辺においても適用可能だと考えられる。

2.4.2 CT用ファントムを用いた吸収線量測定

ビーム幅の測定値は、表示値に比べて 7.5 mm で 56%、40 mm で 9.8%大きくなった。また、各管電圧における $CF_{phantom}$ のファントムによる相違は 1%以内であった。これは $CF_{phantom}$ がファントムの大きさに依存せず、管電圧によって変化することを示している。

体幹部用ファントムにおいて、測定点 2 と 3 における計算値は測定値に比べて 2-5%小さくなった。一方、測定点 4 と 5 では、計算値は測定値に比べて 2-5%大きくなった。

同様の結果は、頭部用ファントムにおいても見られた。この違いは、CT 寝台による X 線の減弱に起因する。Table 2-8 に、管球と電離箱線量計の間に CT 寝台を挿入した場合と、挿入していない場合の空気カーマの比較を示す。ただし、照射条件は管電流 265 mA、照射時間 1 秒、表示ビーム幅 40 mm であり、管球を 6 時方向に固定して、照射を行った。CT 寝台による線量減少は 19.4-21.6%であった。MC 計算においては field of view (FOV)の限界で、CT 寝台は部分的に考慮されており、測定と幾何学的条件が異なる。したがって、考慮されていない部分の CT 寝台による線量減少が測定値と計算値の差に係したと考えられる。

また、校正と異なる照射条件においても、計算値は測定値と 1.5%以内で一致した。この結果は、本計測法が様々なビームピッチ、ビーム幅を用いたヘリカル撮影においても適用可能であることを示している。

2.4.3 校正定数 CF_{phantom} と $CF_{\text{CTD}_{\text{air}}}$ の比較

$CF_{\text{CTD}_{\text{air}}}$ は CF_{phantom} に比べて 44-50%大きくなった。これは、 CTDI_{air} では式(6)に示すように、ビーム幅の表示値が用いられるが、表示値が実ビーム幅に比べ小さいため、この差異が線量を過大評価したと考えられる。一方、すべての管電圧において、corrected $CF_{\text{CTD}_{\text{air}}}$ は CF_{phantom} と一致した。この結果は、 CTDI_{air} においては、overbeaming effect を考慮することが不可欠であることを示している。

2.4.4 線量の不確かさの比較

本計測法の合成不確かさは 2.1%であり、 CTDI_{air} の不確かさ 3.5%より小さくなった。これは、本計測法が不確かさの小さい $N_{D,w}^{\text{co}}$ を用いて、CT 用ファントム内の吸収線量を直接的に計測しているためである。この結果から本計測法は、広いビーム幅を用いたヘリカル撮影の吸収線量を直接的にかつ正確に測定可能であると考えられる。

Table 2-8. Dose difference with and without CT couch. Exposure condition was 265 mA, nominal beam collimation of 40 mm, and irradiation time of 1.0 sec.

Tube voltage	With couch	Without couch	%Diff
80 kV	4.09	4.98	21.6
100 kV	7.74	9.31	20.2
120 kV	12.33	14.71	19.4

2.5 まとめ

本研究では、水吸収線量校正定数を有した Farmer 形電離箱と CT 用円柱水ファントムを用いた新たな吸収線量計測法を開発した。CT 用ファントムにおける吸収線量の測定値と計算値は 5%以内で一致した。また CT 用ファントム測定に基づく校正定数 CF_{phantom} は、overbeaming effect を補正した CTDI_{air} に基づく校正定数 $CF_{\text{CTDI}_{\text{air}}}$ と 5%以内で一致した。本計測法は、 CTDI_{air} に比べ CT 撮影における吸収線量を直接的かつ正確に計測することが可能である。

第3章 異なる機種 of CT 装置における吸収線量の比較

3.1 緒言

現在, CT 装置は多くのメーカーから販売されており, その特徴もメーカーにより様々である. 2007 年には, 320 列の検出器を有した area-detector CT 装置が登場し, ビーム幅は 160 mm まで拡大している⁵⁹⁻⁶⁰⁾. 加えて, X 線管の焦点を偏向させて, サンプリング数を増加させる倍密サンプリング技術なども登場している⁶¹⁾. また, 近年では X 線管と検出器の組み合わせを 2 機搭載した Dual source CT や 1 つの X 線管で管電圧を変化させながら撮影を行う Dual Energy CT が登場している⁶²⁾. このように, CT で使用されるビーム幅, 照射技術, 線質の種類はますます増加する傾向にある.

本研究では, 開発した吸収線量計測法を用いて, 4 つの異なる機種 of CT 装置における吸収線量を計測した. また, CT 装置のビーム特性 (AI 半価層, OCR, ビーム幅) を測定し, 吸収線量との関係性を明らかにした. 加えて, MC 法を用いて, 4 機種 of CT 装置のモデリングを行い, CT 用ファントム内の吸収線量の比較を行った. また開発した吸収線量計測法が様々な CT 装置においても有効であることを検証した.

3.2 方法

3.2.1 モンテカルロ法による CT 装置のモデリング

本研究では, 4 種類の CT 装置に関して, ビームデータを測定した. 使用した CT 装置は Brilliance iCT 128 列(Philips Electronics), LightSpeed VCT 64 列(GE Healthcare), Aquilion ONE 320 列(Toshiba Medical Systems), SOMATOM Definition AS+ 128 列(Siemens Healthcare)の 4 種類である.

ビームデータには 2.2.1 と同様に AI に対する X 線減弱曲線, OCR, ビーム幅を測定した. AI に対する X 線減弱曲線および OCR の測定配置は Fig. 2-1 と同様である. 測定には 3.0 cm³ の有感体積を有した 10X6-3 CT pencil chamber (Radcal Corporation, USA)を用いた. X 線減弱曲線の測定では, 照射条件を管電圧 100, 120 kVp, 管電流 100 mA, 照射時間 1 秒に設定した. また, 散乱線の影響を避けるため, 照射野は回転中心において照射野が 4×4 cm² になるように, 鉛板でコリメートした. OCR では, CT 装置の開口径の片側を測定した. 測定範囲は体幹部用ボウタイフィルタで中心から 25 cm, 頭部用ボウタイフィルタで中心から 20 cm とし, 1 cm 間隔で測定した. ただし, 頭部用ボウタイフィルタは LightSpeed と Aquilion で装備されており, Brilliance と SOMATOM では体幹部用ボウタイフィルタのみが装備されている. OCR の測定では, 照射条件は管電圧 100, 120 kVp, 管電流 100 mA, 照射時間 1 秒, ビーム幅 40 mm に設定した. ビーム幅はラジオクロミックフィルムを用いて測定した. 使用したラジオクロミックフィルムは XR-QA2 GAFCHROMIC film (International Specialty Products, Wayne, NJ)である. フィルムは CT 装置の位置合わせ用レーザーを基準に, CT の回転中心に設定した. 照射条件は管電

圧 120 kVp, 管電流 400 mA, 照射時間 1 秒である。照射したフィルムは, EPSON 10000XL scanner を用いてスキャンした。スキャン時の解像度は 200 dot/inch であった。

MC 法による CT 装置のモデリングには, GMctdospp⁴³⁻⁴⁴⁾を用いた。モデリングでは 2.2.1 と同様に入射 X 線スペクトル, 付加フィルタ, ボウタイフィルタを作成した。ただし, LightSpeed と Aquilion では, それぞれ頭部用と体幹部用の 2 種類のボウタイフィルタを作成し, Brilliance と SOMATOM では, それぞれ体幹部用ボウタイフィルタのみを作成した。入射 X 線スペクトルの作成では, メーカーの仕様書に従い, X 線管のターゲット角度を設定した。ターゲット角度は, CT 装置毎に異なり 7-12 度である。また, 付加フィルタとボウタイフィルタの材質は, それぞれ Al と PMMA とし, 厚さは Al に対する X 線減弱曲線と OCR が測定値に一致するように調整した。付加フィルタは, CT 装置毎に異なり 7-12 mm であった。

3.2.2 CT 用円柱水ファントムを用いた吸収線量測定

2.2.2 と同様に, CT 用円柱水ファントムを用いて, 各 CT 装置における吸収線量を計測した。それぞれの CT 装置における体幹部用 CT ファントムと頭部用 CT ファントムの照射条件を Table 3-1 と Table 3-2 に示す。測定には, 0.6 cc の有感体積を有する Farmer chamber を用い, 式(7)から吸収線量を算出した。また, 式(7)で使用する補正係数の内, k_{PMMA} , k_Q , $k_{D,PMMA}$ は線質に依存するため, それぞれの CT 装置の管電圧とボウタイフィルタの組み合わせ毎に, EGSnrc/egs_chamber user-code⁴⁶⁻⁵¹⁾を用いて計算した。

Table 3-1. The exposure conditions for scanning the body-type cylindrical water phantom. The tube voltages were 120 and 100 kVp.

CT Scanner	Tube current (mA)	Beam pitch	Rotation speed (sec/rotation)	Nominal beam collimation (mm)
Brilliance	302	0.804	0.4	40
LightSpeed	335	0.984	0.5	40
Aquilion	300	0.828	0.5	32
SOMATOM	300	1.0	0.5	38.4

Table 3-2. The exposure conditions for scanning the head-type cylindrical water phantom. The tube voltages were 120 and 100 kVp.

CT Scanner	Tube current (mA)	Beam pitch	Rotation speed (sec/rotation)	Nominal beam collimation (mm)
Brilliance	261	0.392	0.75	40
LightSpeed	300	0.531	0.5	40
Aquilion	300	0.590	0.5	32
SOMATOM	240	0.6	0.5	38.4

3.2.3 モンテカルロ法による CT 用円柱水ファントムの線量計算

2.2.3 と同様に、各 CT 装置において MC 法による CT 用ファントムの線量分布計算を行った。CT 用ファントムの線量分布計算には、CT 画像から作成したボクセルファントムを用いた。計算グリッドサイズは $3 \times 3 \times 5 \text{ mm}^3$ に設定した。また、MC 計算においては **overbeaming effect** を考慮して、ラジオクロミックフィルムで測定した実ビーム幅を設定した。さらに、CT 寝台は CT 画像の有効視野内に含まれている部分を PMMA で再現した。得られた計算値は、CT 用ファントムの中心における吸収線量の測定値を用いて校正した。MC 計算値に対する校正定数は、式(11)から算出した。MC 計算では、レイリー散乱を計算に含め、光子断面積には XCOM データベースを用いた。CT 用ファントムの線量分布計算では、**tracklength** 法と質量エネルギー吸収係数を用いて、衝突カーマを算出した。質量エネルギー吸収係数の算出は、EGSnrc user-code “g”を用いた。また、計算効率を向上させるために VRT を用いた。本研究では、**photon cross-section enhancement** を 256 に、**photon splitting** を 128 に、**Russian Roulette** を 1/512 に設定した。計算パラメータは、PCUT=1 keV, ECUT=100 MeV とした。

3.3 結果

3.3.1 モンテカルロ法による CT 装置のモデリング

Fig. 3-1 に、体幹部用ボウタイフィルタを使用した場合の 4 種類における CT 装置の X 線減弱曲線の測定値と計算値の比較を示す。同様に、Fig. 3-2 に頭部用ボウタイフィルタを使用した場合の 2 種類の CT 装置における X 線減弱曲線の測定値と計算値の比較を示す。また、Table 3-3 にそれぞれの X 線減弱曲線から得られた Al 半価層を示す。Al 半価層の測定値と計算値は、すべての装置において 0.3%以内で一致した。体幹部用ボウタイフィルタを使用した場合の半価層は、Brilliance, SOMATOM, LightSpeed, Aquilion の順で大きくなり、120 kVp で 9.10-7.17 mm, 100 kVp で 8.03-6.12 mm であつ

た。さらに、頭部用ボウタイフィルタを使用した場合の半価層は、120, 100 kVp とともに LightSpeed と Aquilion でほぼ等しい値となった。これらの測定した AI 半価層は過去の報告値⁶³⁾とよく一致した。

Fig. 3-3 に、体幹部用ボウタイフィルタを使用した場合の 4 種類の CT 装置における OCR の測定値と計算値の比較を示す。同様に、Fig. 3-4 に頭部用ボウタイフィルタを使用した場合の 2 種類の CT 装置における OCR の測定値と計算値の比較を示す。OCR の形状はそれぞれの CT 装置のボウタイフィルタの形状に応じて異なり、Brilliance と LightSpeed では中心での線量減少は小さく、周辺での線量減少が大きくなった。一方、Aquilion と SOMATOM では中心から大きく線量が減少した。OCR の測定値と計算値は 5%以内で一致したが、中心から離れた低線量域で差が大きくなった。これは中心軸からの距離に応じて、ボウタイフィルタによる線質硬化が大きくなり、ボウタイフィルタによる X 線の減弱を調整することが困難であったためである。これらの CT 装置のモデリングの精度は過去の研究⁴²⁾と同等であった。

Table 3-4 に、4 種類の CT 装置における表示ビーム幅とラジオクロミックフィルムを用いて測定した線量プロファイルの半値幅の比較を示す。表示ビーム幅と半値幅の相対差は、表示ビーム幅が小さくなるほど大きくなった。また、表示ビーム幅と半値幅の絶対差および相対差は CT 装置によって異なった。

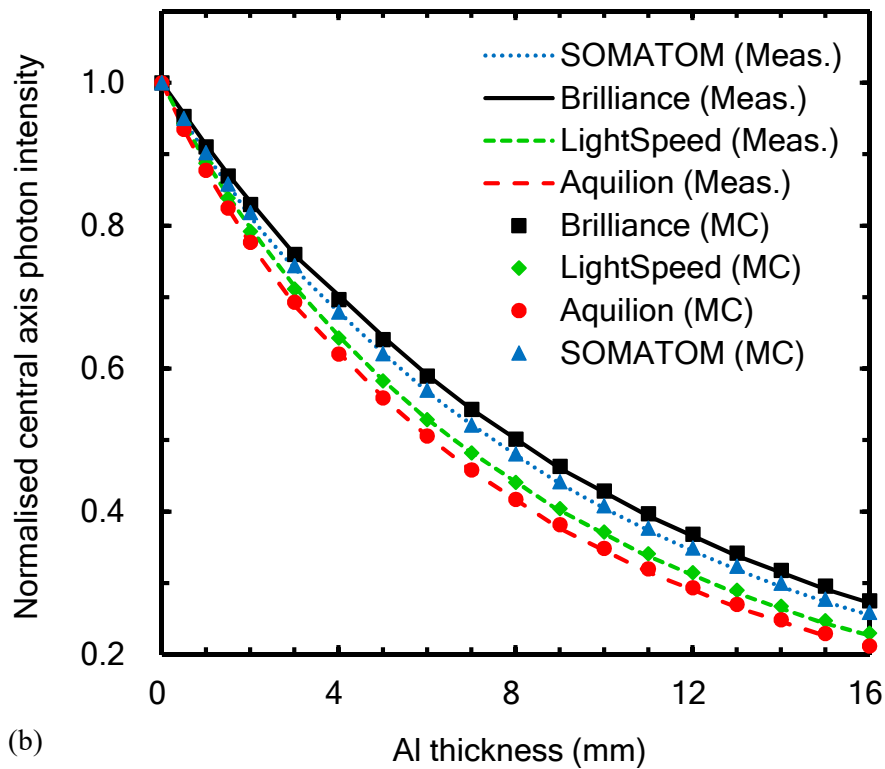
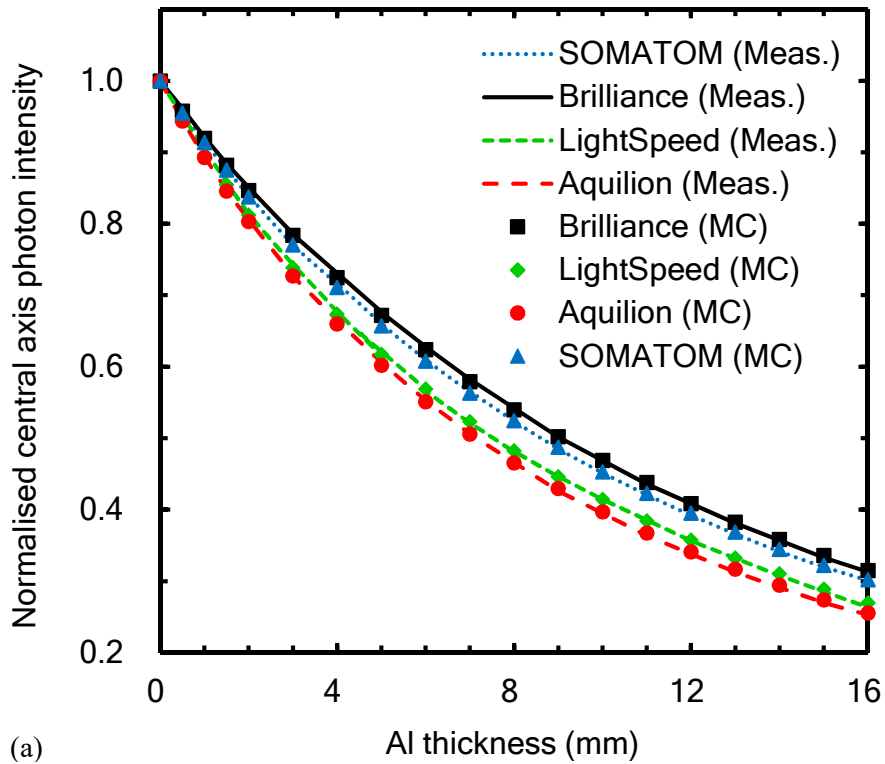


Fig. 3-1. Comparison between measured and MC-calculated photon intensity attenuation curves of Al for four commercial MDCT scanners: (a) 120 kVp and (b) 100 kVp, with a bowtie filter for body scan. Meas.: measured; MC: Monte Carlo

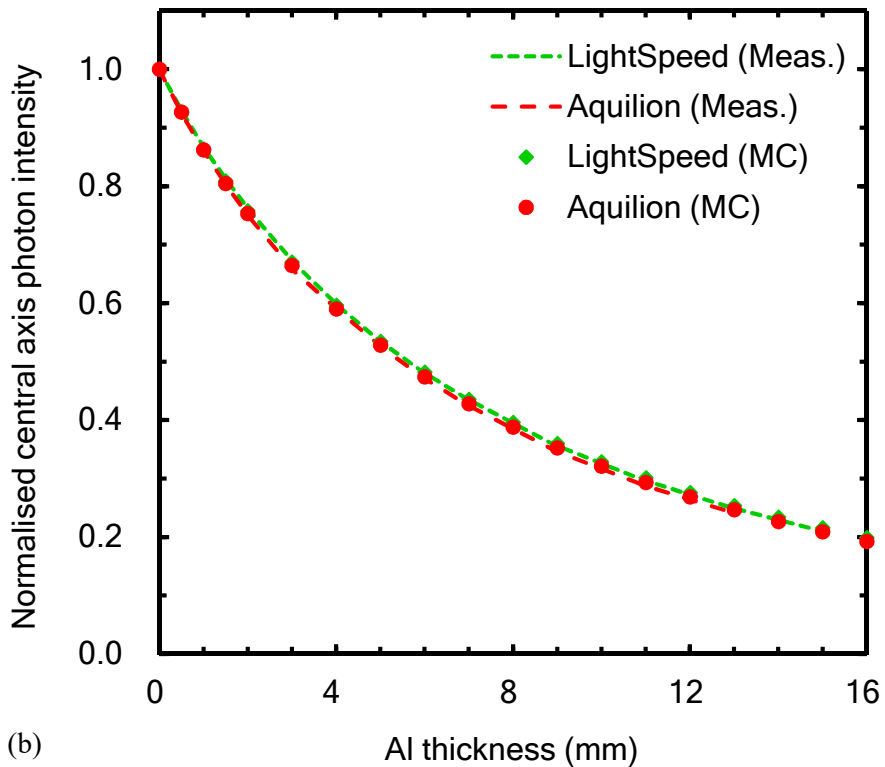
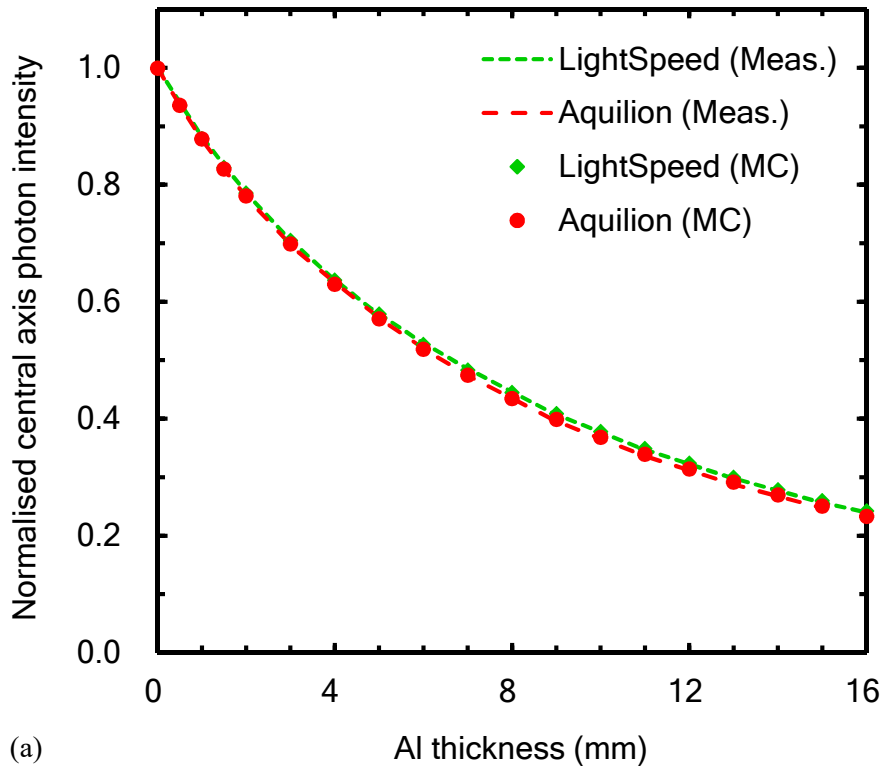


Fig. 3-2. Comparison between measured and MC-calculated photon intensity attenuation curves of Al for four commercial MDCT scanners: (a) 120 kVp and (b) 100 kVp, with a bowtie filter for head scan. Meas.: measured; MC: Monte Carlo

Table 3-3. Comparison of measured Al-HVLs (in mm) at 120 and 100 kVp for four commercial MDCT scanners. Al-HVLs are shown in bowtie filters for body and head scans. Figures in parentheses are MC-calculated Al-HVLs.

Unit: mm				
X-ray voltage (kVp)	Brilliance	LightSpeed	Aquilion	SOMATOM
Bowtie filter for body scan				
120	9.10 (9.10)	7.54 (7.57)	7.17 (7.15)	8.65 (8.65)
100	8.03 (8.03)	6.61 (6.60)	6.12 (6.11)	7.53 (7.52)
Bowtie filter for head scan				
120	–	6.63 (6.63)	6.42 (6.42)	–
100	–	5.63 (5.62)	5.47 (5.48)	–

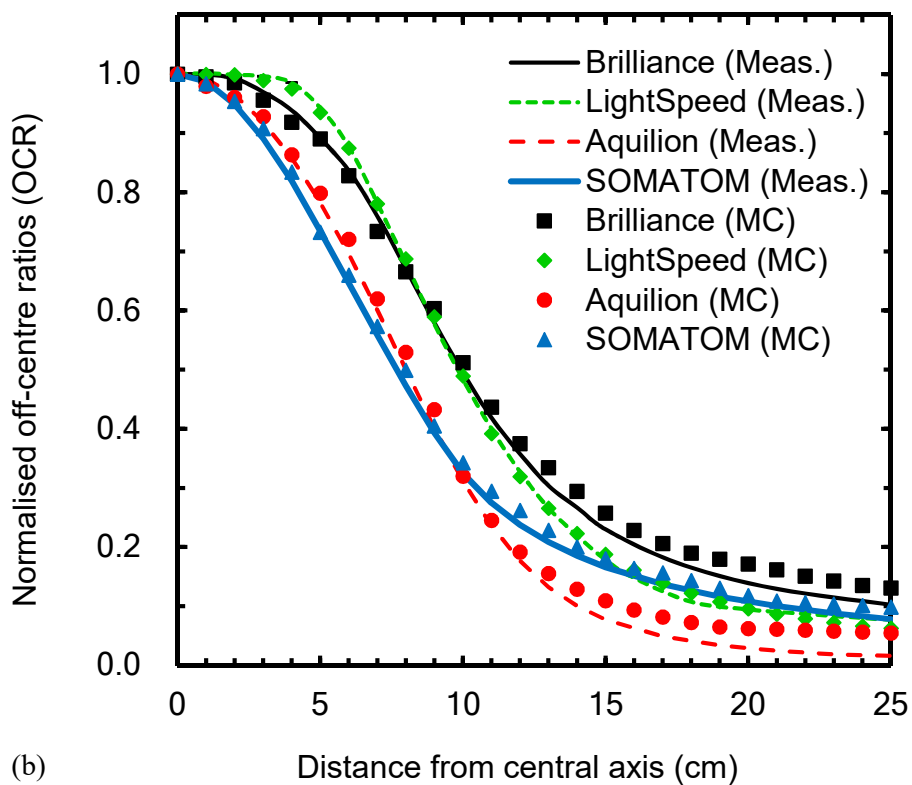
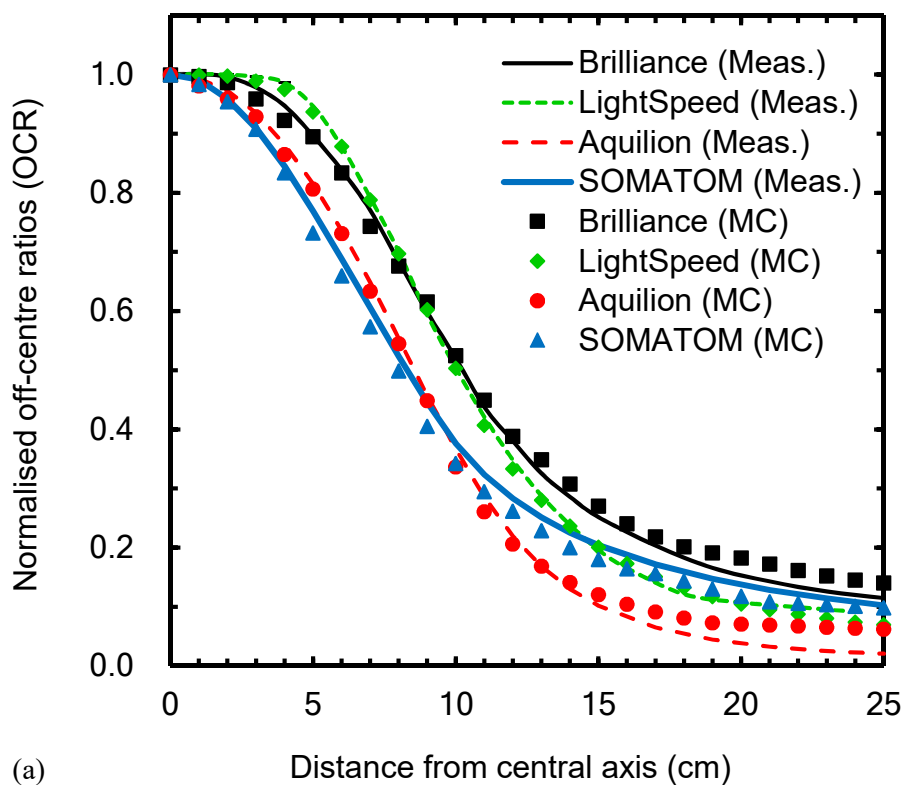


Fig. 3-3. Comparison between measured and MC-calculated OCR profiles in air for four commercial MDCT scanners: (a) 120 kVp and (b) 100 kVp, with a bowtie filter for body scan. Meas.: measured; MC: Monte Carlo

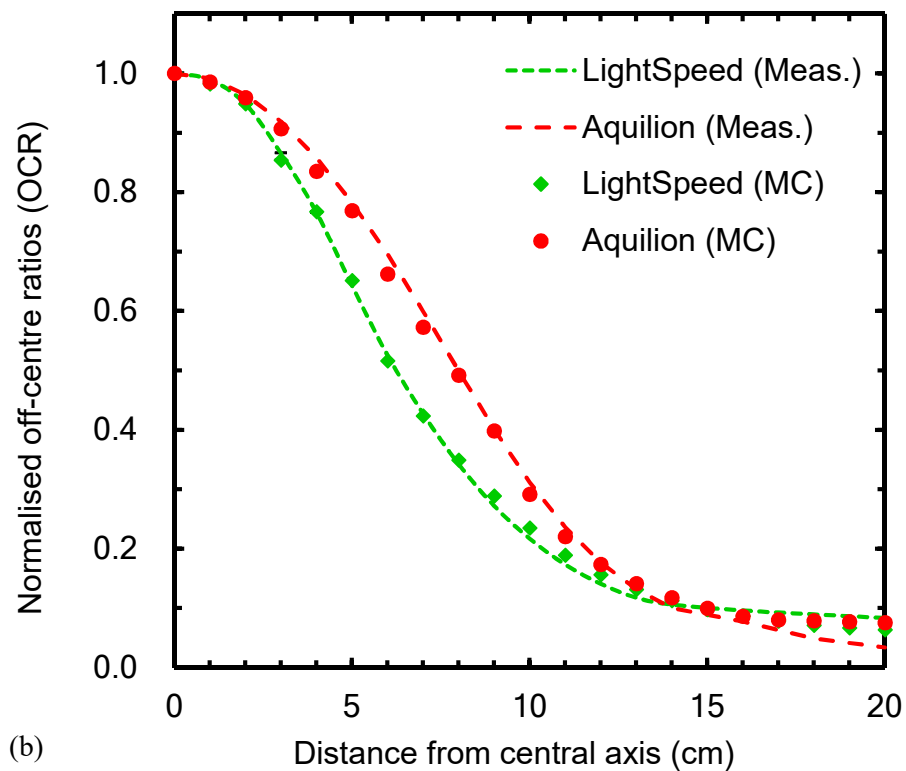
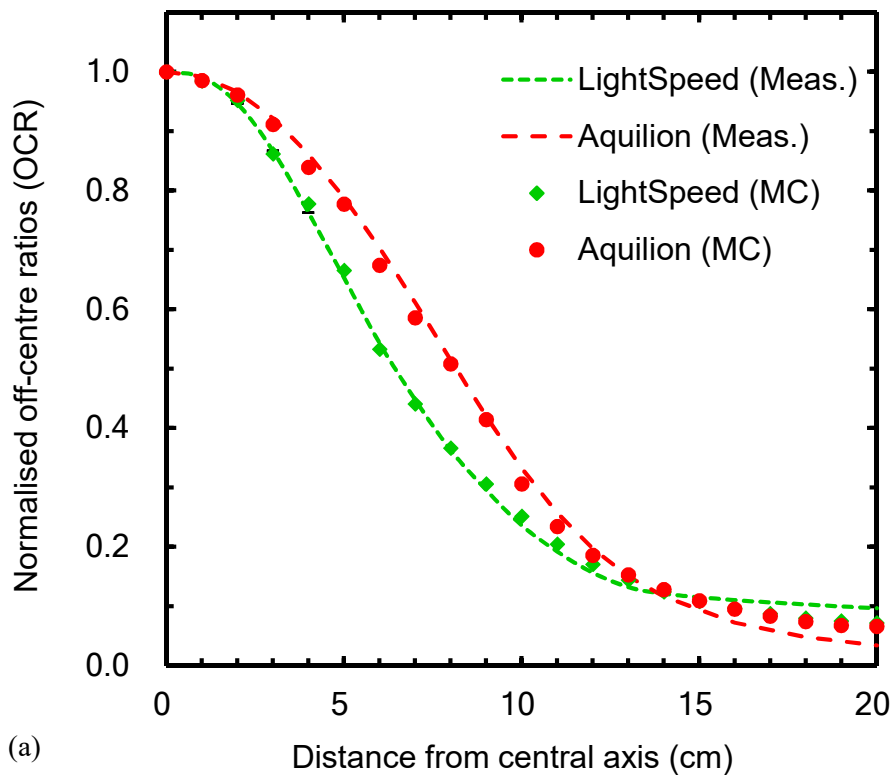


Fig. 3-4. Comparison between measured and MC-calculated OCR profiles in air for two commercial MDCT scanners: (a) 120 kVp and (b) 100 kVp, with a bowtie filter for head scan. Meas.: measured; MC: Monte Carlo

Table 3-4. Difference between various nominal beam collimations and full width at half maxima (FWHMs) for four commercial MDCT scanners.

Brilliance					
Nominal beam collimation (mm)	1.35	2.5	10	20	40
FWHM (mm)	3.3	5.6	16.4	27.1	46.0
Absolute difference (mm)	1.95	3.1	6.4	7.1	6.0
Percentage difference (%)	145	125	63.5	35.3	15.0
LightSpeed					
Nominal beam collimation (mm)	1.25	5	10	20	40
FWHM (mm)	4.1	9.5	14.5	23.7	43.5
Absolute difference (mm)	2.85	4.5	4.5	3.7	3.5
Percentage difference (%)	230	90.8	44.7	18.7	8.7
Aquilion					
Nominal beam collimation (mm)	2	8	16	32	40
FWHM (mm)	8.9	14.7	22.4	38.1	43.9
Absolute difference (mm)	6.9	6.7	6.4	6.1	3.9
Percentage difference (%)	345	84.3	40.0	19.0	9.8
SOMATOM					
Nominal beam collimation (mm)	6	12	14.4	19.2	38.4
FWHM (mm)	10.2	18.7	19.2	26.8	45.8
Absolute difference (mm)	4.2	6.7	4.8	7.6	7.4
Percentage difference (%)	70.2	55.8	33.1	39.7	19.1

3.3.2 CT用ファントムを用いた吸収線量測定における補正係数

Table 3-5 と Table 3-6 に、それぞれ体幹部用 CT ファントムにおける管電圧 120 と 100 kVp の k_{PMMA} , k_Q , $k_{D,\text{PMMA}}$ の値とその相対標準偏差を示す。同様に、Table 3-7 と Table 3-8 は、それぞれ頭部用 CT ファントムにおける管電圧 120 と 100 kVp の k_{PMMA} , k_Q , $k_{D,\text{PMMA}}$ の値とその相対標準偏差である。 k_{PMMA} は体幹部用ファントムにおいて 0.993-0.984 であり、頭部用ファントムでは 0.986-0.979 であった。 k_{PMMA} は Al 半価層に応じて変化したが、その変化量は 1%未満であった。また、 k_Q は体幹部用ファントムにおいて 0.892-0.878 であり、頭部用ファントムでは 0.896-0.876 であった。 k_Q はコバルトと CT での電離箱線量計の感度の逆数に等しく、Al 半価層が大きくなるほど小さくなった。最後に、 $k_{D,\text{PMMA}}$ は体幹部用ファントムにおいて 0.765-0.736 であり、頭部用ファントムでは 0.780-0.741

であった。 $k_{D,PMMA}$ はAl半価層に応じて変化し、その変化量は4-5%と k_{PMMA} に比べて大きくなった。これは、 $k_{D,PMMA}$ はそれぞれの管電圧におけるPMMAと水の質量エネルギー吸収係数比に等しく、エネルギー依存が大きいためである。

Table 3-9は、4つのCTの100, 120 kVpにおける $CF_{phantom}$ を示す。 $CF_{phantom}$ は装置によって異なり、各装置における $CF_{phantom}$ の頭部ファントムと腹部ファントムによる違いは1%以内であった。

Table 3-5. Correction factors and relative uncertainty (%) for absorbed dose measurement at 120 kVp for four commercial MDCT scanners in a body-type cylindrical water phantom.

Quantity	Brilliance	LightSpeed	Aquilion	SOMATOM
k_{PMMA}	0.993 ± 0.10	0.989 ± 0.11	0.989 ± 0.11	0.992 ± 0.10
k_Q	0.892 ± 0.11	0.891 ± 0.11	0.888 ± 0.11	0.892 ± 0.11
$k_{D,PMMA}$	0.765 ± 0.10	0.757 ± 0.10	0.756 ± 0.10	0.763 ± 0.10
k_{all}	0.678 ± 0.11	0.667 ± 0.11	0.663 ± 0.11	0.674 ± 0.11

Table 3-6. Correction factors and relative uncertainty (%) for absorbed dose measurement at 100 kVp for four commercial MDCT scanners in a body-type cylindrical water phantom.

Quantity	Brilliance	LightSpeed	Aquilion	SOMATOM
k_{PMMA}	0.988 ± 0.11	0.984 ± 0.11	0.988 ± 0.11	0.989 ± 0.11
k_Q	0.884 ± 0.11	0.881 ± 0.12	0.878 ± 0.12	0.882 ± 0.12
$k_{D,PMMA}$	0.743 ± 0.10	0.738 ± 0.11	0.736 ± 0.11	0.741 ± 0.11
k_{all}	0.649 ± 0.11	0.640 ± 0.12	0.638 ± 0.12	0.646 ± 0.12

Table 3-7. Correction factors and relative uncertainty (%) for absorbed dose measurement at 120 kVp for four commercial MDCT scanners in a head-type cylindrical water phantom.

Quantity	Brilliance	LightSpeed	Aquilion	SOMATOM
k_{PMMA}	0.986 ± 0.08	0.982 ± 0.09	0.982 ± 0.09	0.985 ± 0.09
k_Q	0.896 ± 0.09	0.888 ± 0.10	0.886 ± 0.10	0.895 ± 0.09
$k_{\text{D,PMMA}}$	0.780 ± 0.08	0.763 ± 0.08	0.761 ± 0.08	0.775 ± 0.08
k_{all}	0.689 ± 0.09	0.665 ± 0.10	0.662 ± 0.10	0.683 ± 0.09

Table 3-8. Correction factors and relative uncertainty (%) for absorbed dose measurement at 100 kVp for four commercial MDCT scanners in a head-type cylindrical water phantom.

Quantity	Brilliance	LightSpeed	Aquilion	SOMATOM
k_{PMMA}	0.983 ± 0.08	0.980 ± 0.09	0.979 ± 0.09	0.983 ± 0.09
k_Q	0.887 ± 0.09	0.879 ± 0.10	0.876 ± 0.10	0.884 ± 0.10
$k_{\text{D,PMMA}}$	0.757 ± 0.08	0.741 ± 0.09	0.741 ± 0.09	0.754 ± 0.08
k_{all}	0.660 ± 0.09	0.638 ± 0.10	0.635 ± 0.10	0.655 ± 0.09

Table 3-9. CF_{phantom} at 120 kVp for four commercial MDCT scanners.

CT unit	Phantom type	100 kVp	120 kVp
Brilliance	Head	7.97×10^{11}	1.35×10^{12}
	Body	7.97×10^{11}	1.34×10^{12}
LightSpeed	Head	1.00×10^{12}	1.66×10^{12}
	Body	1.01×10^{12}	1.67×10^{12}
Aquilion	Head	1.34×10^{12}	2.21×10^{12}
	Body	1.33×10^{12}	2.22×10^{12}
SOMATOM	Head	1.03×10^{12}	1.66×10^{12}
	Body	1.02×10^{12}	1.67×10^{12}

3.3.3 CT用ファントムを用いた吸収線量測定

Fig. 3-5 と Fig. 3-6 に、それぞれ体幹部用 CT ファントムと頭部用ファントムにおける吸収線量の測定値と計算値の比較を示す。Table 3-10, Table 3-11, Table 3-12 および Table

3-13 に、MC 計算値の校正と異なる照射条件における CT 用ファントム中心での測定値と計算値の比較を示す。それぞれの CT ファントム中心における吸収線量は、CT 装置間で異なり、体幹部用ファントムで 7.5-64%、頭部用ファントムで 11-73% 変化した。また、120 kVp では測定値と計算値は 3% 以内で一致した。一方、100 kVp では 120 kVp に比べて、測定値と計算値の差は大きくなったが、両者は 5% 以内で一致した。MC 計算値の校正と異なる条件においても、測定値と計算値は吸収線量の不確かさである 2.1% 以内で一致した。

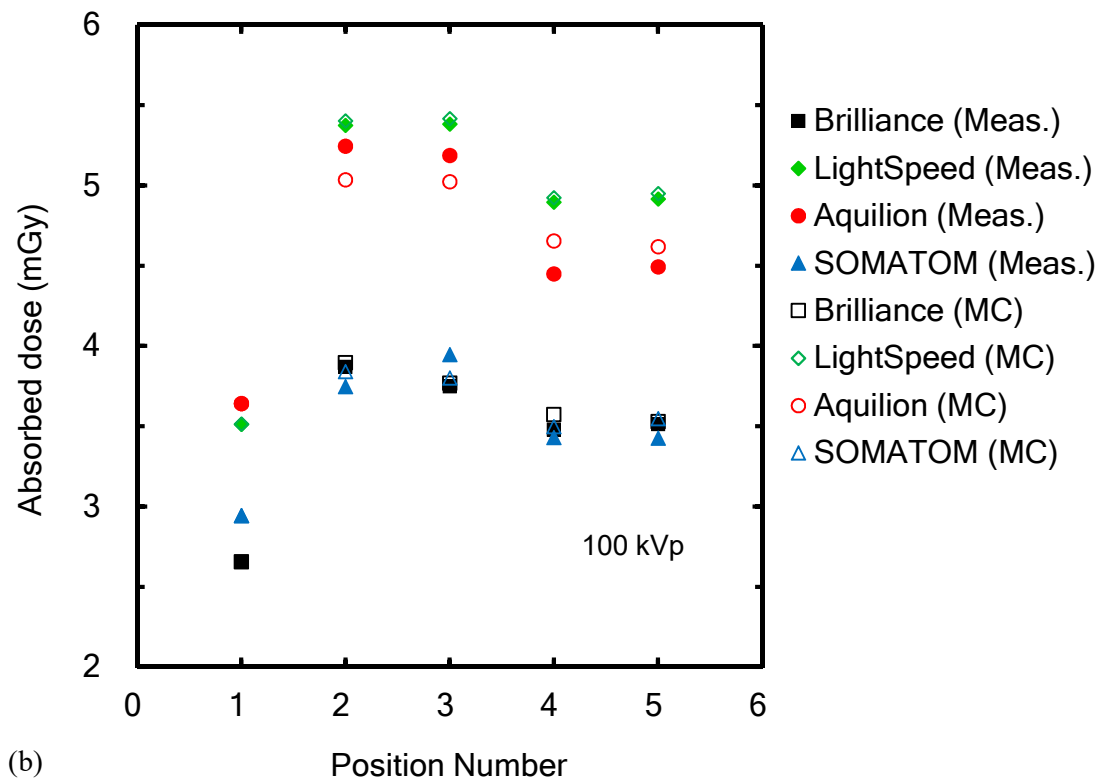
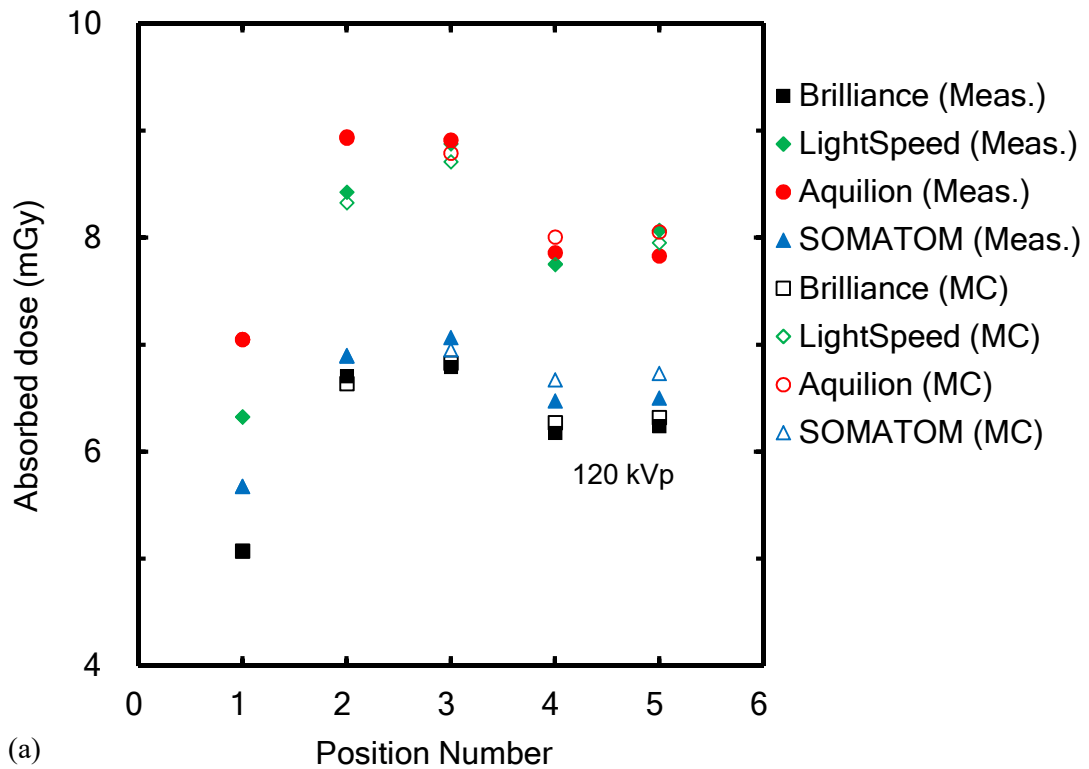


Figure 3-5. Comparison of MC-calculated and measured doses at (1) central and (2-5) peripheral positions in a body-type cylindrical water phantom for four commercial MDCT scanners: (a) 120 kVp and (b) 100 kVp. Exposure conditions for body-type phantoms were 120 and 100 kV, 100 mA, beam pitch of 1.0, and 1.0 sec/rotation. Meas.: measured, MC: Monte Carlo.

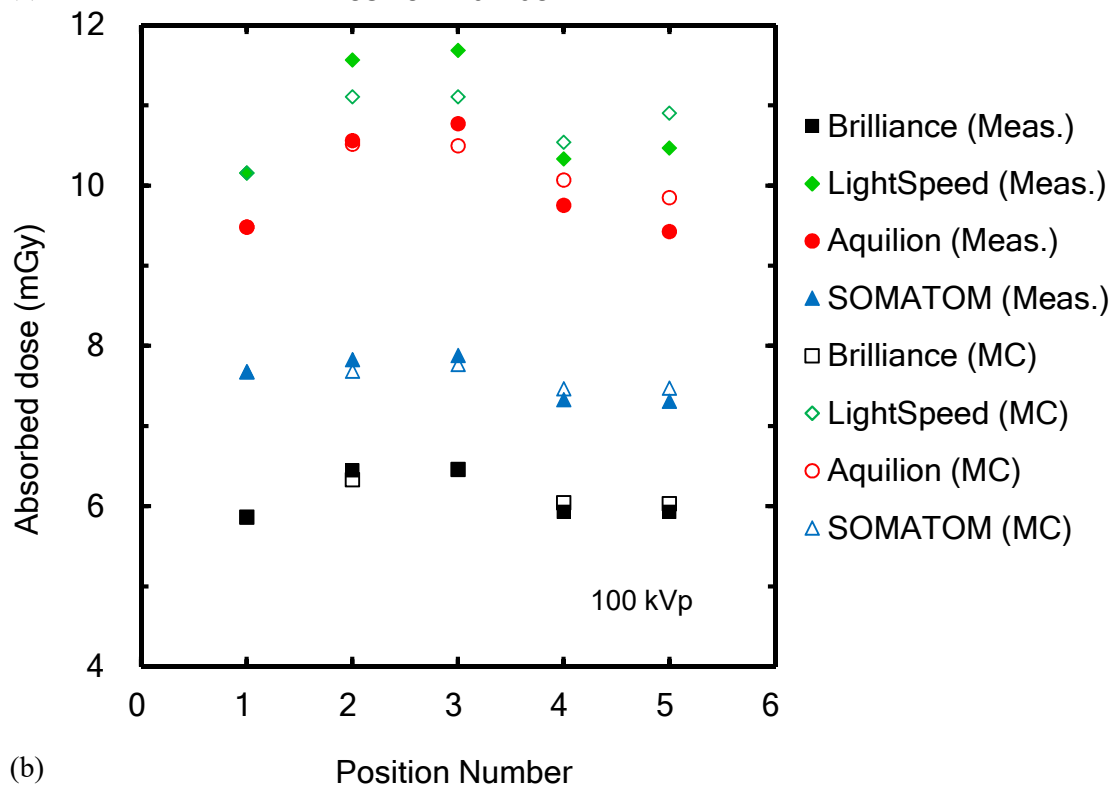
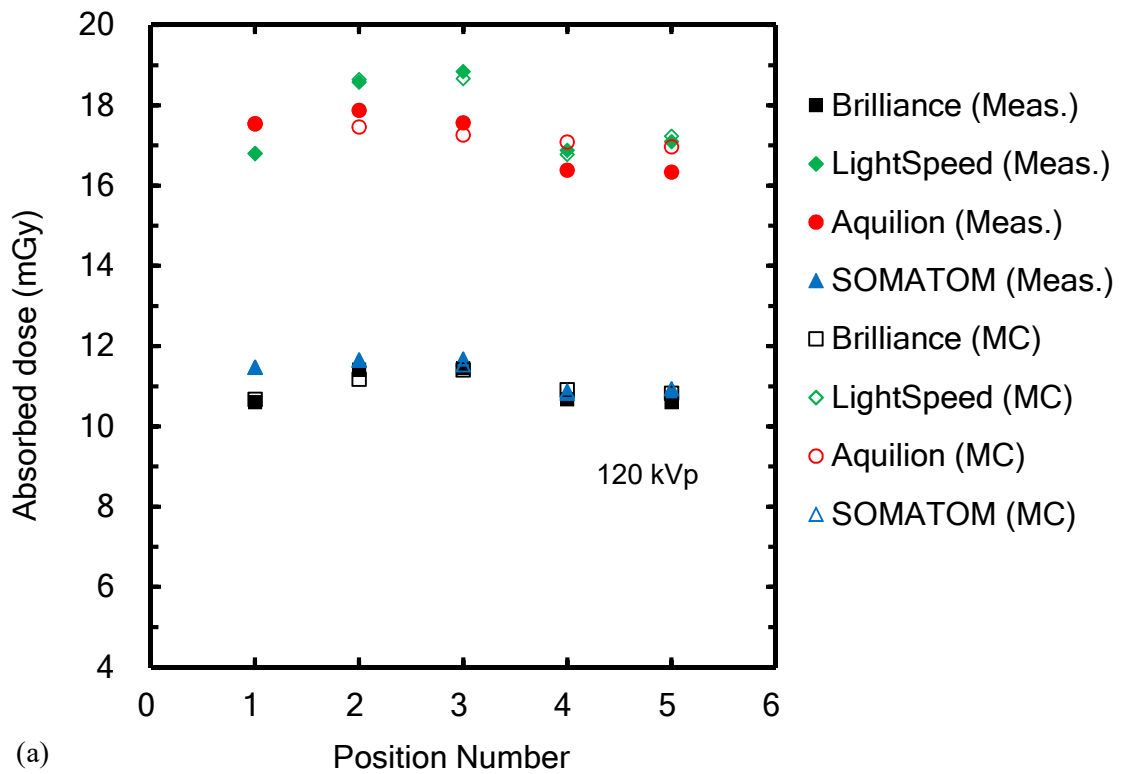


Figure 3-6. Comparison of MC-calculated and measured doses at (1) central and (2-5) peripheral positions in a head-type cylindrical water phantom for four commercial MDCT scanners: (a) 120 kVp and (b) 100 kVp. Exposure conditions for body-type phantoms were 120 and 100 kV, 100 mA, axial scan, and 1.0 sec/rotation.

Table 3-10. Comparison between measured and calculated doses for Brilliance at the center in a body-type cylindrical water phantom for various beam pitches and nominal beam collimations. The exposure conditions were tube voltage of 120 kVp and exposure time of 0.5 sec/rotation.

Tube current (mA)	Nominal beam collimation (mm)	Beam pitch	Measured (mGy)	Calculated (mGy)	%Diff
302	80	0.804	7.62	7.62	-
310	80	0.6	10.55	10.55	1.34
300	80	1.2	6.75	6.71	-0.62
305	40	0.797	8.26	8.25	-0.08
290	40	0.579	9.84	10.03	1.98

Table 3-11. Comparison between measured and calculated doses for LightSpeed at the center in a body-type cylindrical water phantom for various beam pitches and nominal beam collimations. The exposure conditions were tube voltage of 120 kVp and exposure time of 0.5 sec/rotation.

Tube current (mA)	Nominal beam collimation (mm)	Beam pitch	Measured (mGy)	Calculated (mGy)	%Diff
335	40	0.984	10.77	10.77	-
335	40	1.375	7.79	7.65	-1.83
335	40	0.516	20.59	20.23	-1.73
335	20	0.984	11.57	11.70	1.12

Table 3-12. Comparison between measured and calculated doses for Aquilion at the center in a body-type cylindrical water phantom for various beam pitches and nominal beam collimations. The exposure conditions were tube voltage of 120 kVp and exposure time of 0.5 sec/rotation.

Tube current (mA)	Nominal beam collimation (mm)	Beam pitch	Measured (mGy)	Calculated (mGy)	%Diff
300	32	0.828	12.77	12.77	-
100	32	0.641	5.36	5.35	-0.33
200	32	1.484	4.63	4.63	-0.13
100	80	0.828	3.89	3.81	-1.89
100	16	0.828	4.62	4.68	1.43
200	160	Axial	5.01	5.10	1.91

Table 3-13. Comparison between measured and calculated doses for SOMATOM at the center in a body-type cylindrical water phantom for various beam pitches and nominal beam collimations. The exposure conditions were tube voltage of 120 kVp, tube current of 300 mA, and exposure time of 0.5 sec/rotation.

Tube current (mA)	Nominal beam collimation (mm)	Beam pitch	Measured (mGy)	Calculated (mGy)	%Diff
300	38	1.0	8.51	8.51	-
300	38	0.6	14.2	14.4	1.34
300	38	1.2	7.17	7.12	-0.62
300	14.4	Axial	10.62	10.70	0.78

3.4 考察

3.4.1 モンテカルロ法による CT 装置のモデリング

CT 装置のモデリングにおいて、Al の X 線減弱曲線の測定値と計算値は 0.3%以内で一致した。一方、OCR では、中心から離れた低線量域において測定値と計算値に差が見られた。これは中心軸からの距離に応じて、ボウタイフィルタによる線質硬化が大きくなり、ボウタイフィルタによる X 線の減弱を調整することが困難であったためである。また、100 kVp では 120 kVp に比べ、より線質硬化が大きいため差が大きくなった。

実ビーム幅は表示ビーム幅より大きくなり、表示ビーム幅と実ビーム幅の絶対差および相対差は CT 装置によって異なった。式(2)に示すように、CTDI₁₀₀ は 1 回転のアキシヤルスキャンの線量プロファイルの内、中心から ±50 mm の範囲を積分し、ビーム幅で除することで算出される。その際、IAEA report ではビーム幅に表示ビーム幅が定義されている。したがって、実ビーム幅と表示ビーム幅の差は CTDI₁₀₀ に反映され、線量の過大評価を生じる。そのため CTDI で正確な線量を測定するためには、実ビーム幅の測定が不可欠である。

3.4.2 CT 用ファントムを用いた吸収線量測定における補正係数

k_{PMMA} , k_Q , $k_{D,\text{PMMA}}$ は Al 半価層に応じて変化した。 k_{PMMA} と k_Q の変化量は 1%以内であったが、 $k_{D,\text{PMMA}}$ は 4-5%変化した。これは、 $k_{D,\text{PMMA}}$ はそれぞれの線質における PMMA と水の質量エネルギー吸収係数比に等しく、線質依存が大きいためである。また、これらの補正係数は線質に依存するため、ボウタイフィルタの厚さの違いと深さの違いによって、中心と線質が異なる周辺の測定点では厳密には用いることは出来ない。しかし、120 kVp と 100 kVp での全補正係数 k_{all} の差は 4.5%以下であるため、周辺の測定点での線質硬化による k_{all} の変化は僅かであると考えられる。したがって、本研究では周辺の測定

点においても、中心での線質補正係数を用いて線量を算出した。

CF_{phantom} は CT 装置によって異なったが、どの装置においても体幹部用ファントムと頭部用ファントムでは大きな違いは見られなかった。これは CF_{phantom} が装置の出力、線質に依存するためである。

3.4.3 CT 用ファントムを用いた吸収線量測定

体幹部用ファントムと頭部用ファントム中心における線量は、AI 半価層が大きい Brilliance, SOMATOM, LightSpeed, Aquilion の順に小さくなった。これは、X 線エネルギーが高くなり、より多くの X 線がファントム内で相互作用を起こさず、透過したためと考えられる。また、100 kVp では 120 kVp に比べて測定値と計算値の差は大きくなった。これは、3.4.2 に述べた線質硬化による補正係数の不確かさおよび測定と、2.4.2 に述べた測定と MC 計算での CT 寝台による X 線の減弱の違いに起因する。

4 機種 of CT 装置において、校正と異なる照射条件の測定値と計算値は一致した。この結果は、本計測法が様々な CT 装置の吸収線量評価に使用できることを示している。

3.5 まとめ

4 機種 of CT 装置において、ビーム特性および吸収線量の比較を行った。AI 半価層は体幹部用ボウタイフィルタにおける 120 kVp で 7.2-9.1 mm, 100 kVp で 6.1-8.0 mm であった。OCR はボウタイフィルタの形状に応じて変化し、Brilliance と LightSpeed では中心での線量減少は小さく、周辺での線量減少が大きくなった。一方、Aquilion と SOMATOM では中心での線量減少が大きくなった。吸収線量は体幹部用ファントムの中心において、120 kVp で 5.1-7.1 mGy/100 mAs, 100 kVp で 10.8-17.5 mGy/100 mAs であり、AI 半価層が大きくなるほど小さくなった。

第4章 患者 CT 画像とモンテカルロ計算を用いた 患者被ばく線量の定量評価

4.1 緒言

CT 装置は、とくに日本において広く普及しており、2002 年には 100 万人当たり 92.6 台の CT が普及している。これに伴い、CT による被ばく線量は年間の被ばく線量の 43.4% を占めており、被ばく線量の定量的な管理および評価が必要となっている。

MC 法を用いた CT 撮影における被ばく線量の評価は、過去に数多くの報告がある。Gu ら³⁵⁾は妊婦患者のファントムを用いて、妊婦及び胎児の線量を評価した。彼らは胸部撮影において、妊婦の肺および乳房の線量は 8.29-9.21 mGy/100 mAs および 8.77-9.50 mGy/100 mAs であったと報告している。また、Long ら³⁸⁾は成人男性のファントムを用いて被ばく線量を評価した。彼らの報告では腹部撮影において、肝臓および胃の被ばく線量の測定値は 7.4 mGy/100 mAs であった。Lee ら³⁷⁾はフロリダ大学で開発した成人男性および女性のファントムを用いて被ばく線量を評価した。彼らは腹部-骨盤撮影における膀胱壁および結腸壁の線量は、それぞれ成人男性で 1.5-5.3 および 2.3-7.3 mGy/100 mAs , 成人女性で 1.5-4.9 および 2.5-8.2 mGy/100 mAs であったと報告している。

近年では、CT-EXPO⁶⁴⁾や ImpactMC⁶⁵⁾など、CT 撮影の被ばく線量計算を目的とした市販の MC 計算ソフトウェアが開発されており、MC 法を利用した線量評価が広まっている。一方、これらの線量評価では人体を簡単な図形の組み合わせで表現した数学ファントムや標準人体ファントムを用いたものである。しかし、放射線リスクの評価のためには、患者特有の線量評価が必要である。また、MC 計算値の校正に CTDI もしくは CTDI_{air} を用いており、評価された線量は CTDI におけるビーム幅やファントムサイズの影響を受ける。さらに、これまでの報告は、各臓器の線量として、臓器体積の中心におけるポイント線量が報告されているが、本来は臓器全体での線量評価が望ましい。

本研究では、患者 CT 画像と MC 法を用いて患者被ばく線量の定量評価を行った。また、MC 法から算出した MC 計算値は、3.3.3 で計測した吸収線量を用いて校正した。さらに、各臓器における線量は DVH を用いて定量的に評価した。

4.2 方法

4.2.1 モンテカルロ法による患者臓器線量の計算

CT 撮影における患者線量分布を GMctdospp ソフトウェアによって算出した。対象の撮影部位は頭部、胸部、腹部である。それぞれの撮影部位における照射条件を Table 4-1 に示す。患者 CT 画像を CT 値-物質・密度変換曲線を用いて、ボクセルファントムに変換した。ただし、CT 値に応じて物質には空気、肺、軟部組織、骨の 4 種類を設定した。Fig. 4-1 に CT 値-物質・密度変換曲線を示す。

MC 計算では、レイリー散乱、弾性散乱、および光電子の角度サンプリングを含

め、光子断面積には XCOM データベース⁵³⁾を用いた。患者線量分布の計算では、CT ファントムでの計算と同様に tracklength 法と質量エネルギー吸収係数を用いて衝突カーマを算出した。計算パラメータは、PCUT=1 keV, ECUT=100 MeV に設定した。また、算出した MC 計算値は Table 3-9 に示す各 CT 装置における MC 計算値の校正定数を用いて、絶対吸収線量に変換した。

Table 4-1. The exposure conditions for head, chest, and abdominal scan. The tube voltage was 120 kVp.

CT scan location	Tube current (mA)	Beam pitch	Rotation speed (sec/rotation)	Nominal beam collimation (mm)
Head	229	Axial	1.0	10
Chest	345	0.703	0.5	40
Abdomen	261	0.703	0.5	40

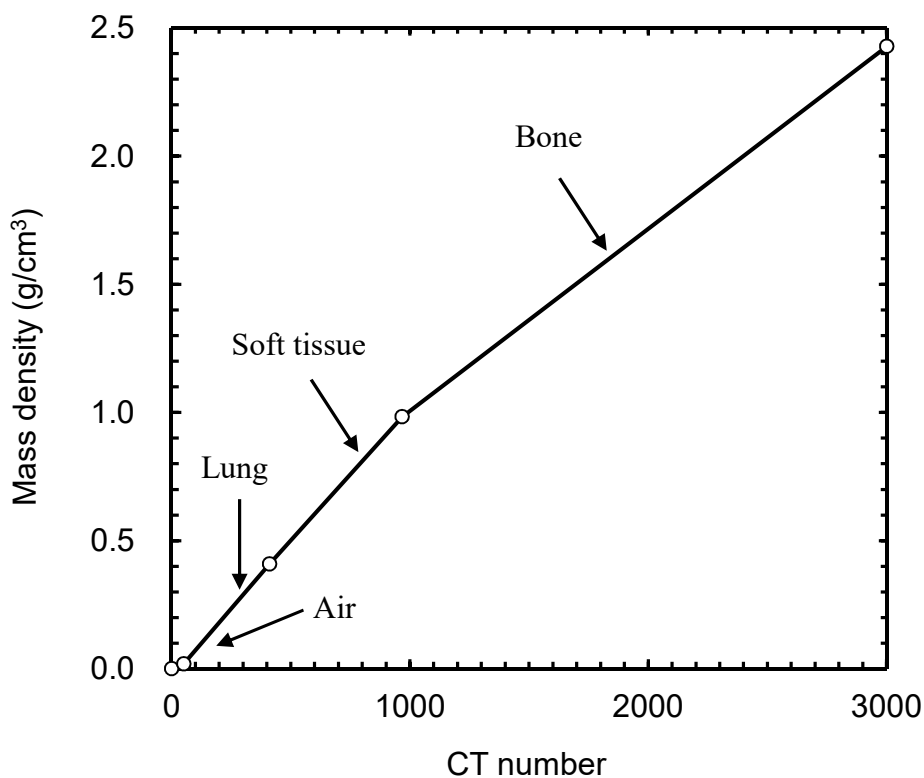


Fig. 4-1. Conversion curve of CT numbers to medium and mass densities.

4.2.2 患者線量分布の評価

算出した患者線量分布は DVH を用いて定量的に評価した。臓器輪郭の描出には、放射線治療計画装置 Eclipse (Version 10.0.28, Varian Medical Systems 社製) を用いた。次に、DICOM Structure file を出力し、GMctdospp に取り込み、DVH の計算を行った。得られた DVH から各臓器の平均臓器線量を算出し、CT 装置間で比較した。

4.3 結果

4.3.1 モンテカルロ法による患者臓器線量の計算

Fig. 4-2, 4-3, および 4-4 に、それぞれ頭部撮影、胸部撮影、腹部撮影における線量分布および DVH を示す。Table 4-2 には、それぞれの臓器の平均線量を示す。頭部撮影では、体表面に位置する水晶体、眼球において線量が高くなった。一方、脳幹の線量は水晶体、眼球に比べて低くなったが、体積全体が均一に照射されていた。胸部撮影においても、体表面に近い肺、心臓の線量が高くなった。脊髄は平均線量は低いが、一部の体積では肺、心臓より高い線量が見られた。最後に腹部撮影では、すべての臓器が均一に照射されていた。肝臓および腎臓では平均線量に大きな差は見られなかったが、中心に近い直腸では線量が低くなった。

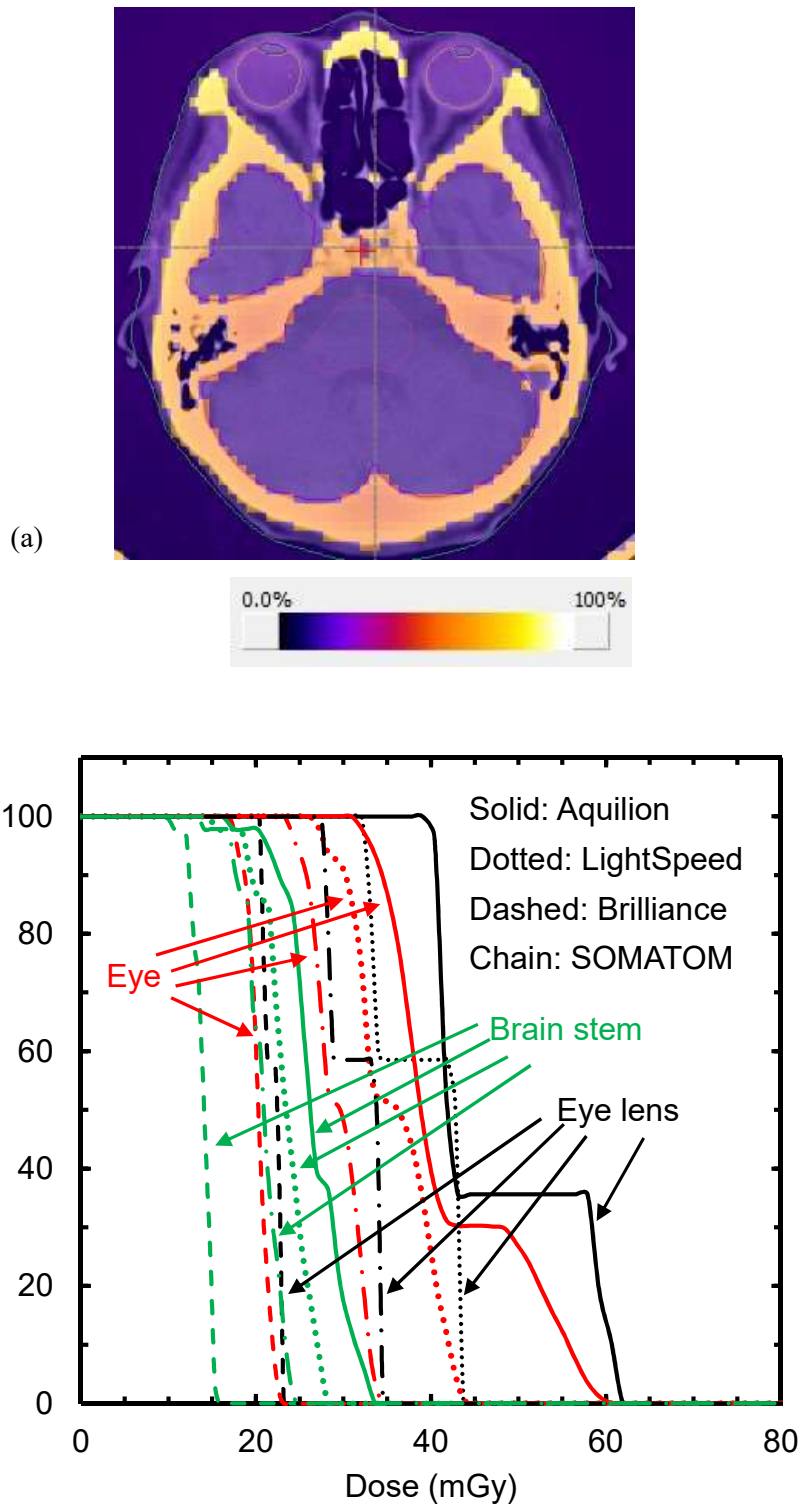


Fig. 4-2. Monte Carlo-calculated organ doses in CT scan in the head. (a) Dose distribution for Brilliance and (b) DVHs for four CT.

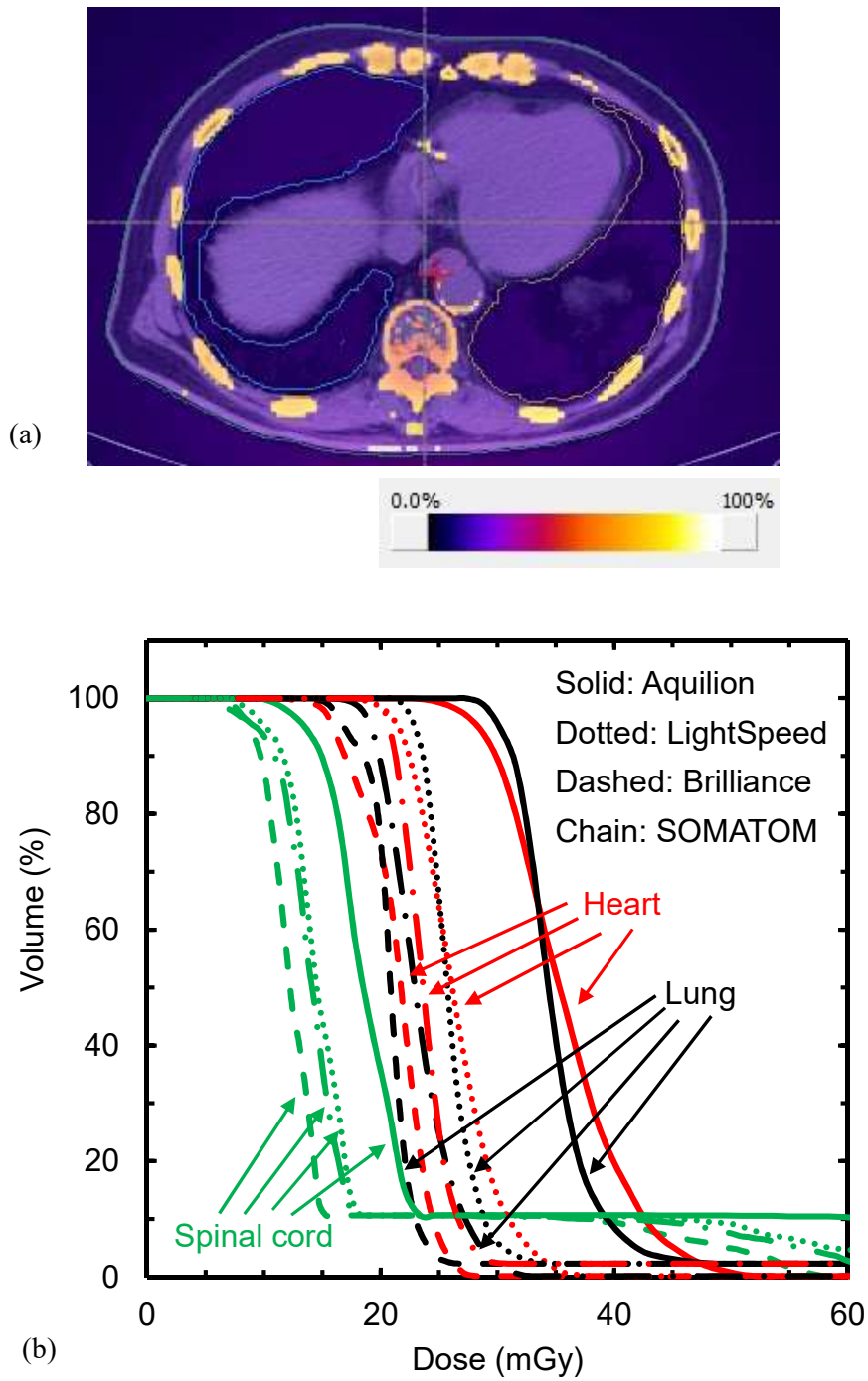


Fig. 4-3. Monte Carlo-calculated organ doses in CT scan in the chest. (a) Dose distribution for Brilliance and (b) DVHs for four CT.

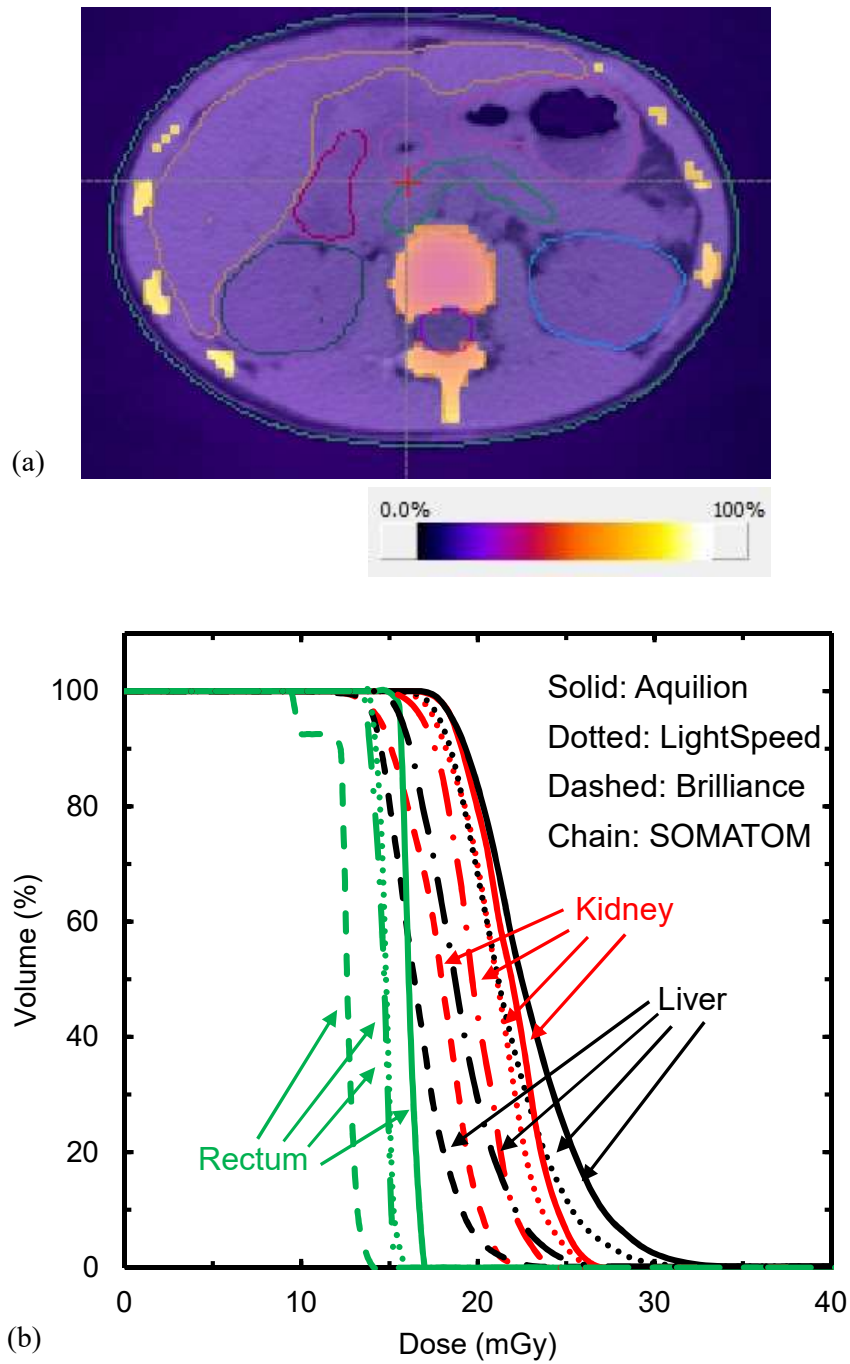


Fig. 4-4. Monte Carlo-calculated organ doses in CT scan in the abdomen. (a) Dose distribution for Brilliance and (b) DVHs for four CT.

Table 4-2. The organ mean doses for head, chest, and abdominal scan.

Unit: mGy

Organ	Brilliance	LightSpeed	Aquilion	SOMATOM
Head scan				
Eye	20.0	35.3	41.7	28.9
Eye lens	21.7	38.5	47.2	31.3
Brain stem	13.6	22.9	26.1	20.4
Chest scan				
Lung	21.1	26.1	35.3	23.0
Heart	22.0	27.4	36.9	25.2
Spinal cord	15.5	18.4	23.8	17.6
Abdominal scan				
Liver	16.5	21.3	22.7	18.8
Kidney	17.5	21.8	23.1	19.5
Rectum	12.3	14.4	15.8	14.3

4.4 考察

4.4.1 モンテカルロ法による患者臓器線量の計算

患者臓器線量は、前述の CT 用ファントム中心の吸収線量と同様に、AI 半価層大きくなるほど線量は減少した。また、体表面に近い臓器ほど平均線量が高くなった。これは CT の入射 X 線スペクトルの多くは低エネルギー成分であり、人体に入射後すぐに減衰したためである。一方、骨においては軟部組織の 2-3 倍の線量が見られた。この線量増加は、骨と軟部組織の質量エネルギー吸収係数比に相当する。一方、骨に囲まれている脳幹、脊髄においては、骨による X 線吸収が高いため、他の臓器に比べて平均線量が小さくなった。また、脊髄の一部の体積で高い線量が見られたのは、臓器の輪郭抽出において骨の一部が含まれたためと考えられる。本研究で算出した臓器線量は、Lee ら³⁷⁾の報告値に比べて 20-60% 小さくなった。これは、Lee らの線量は $CTDI_{air}$ に基づいて算出されているが、本研究では CT 用水ファントムで測定した吸収線量に基づいて算出されたことに起因している。 $CTDI_{air}$ を用いた MC 計算値の線量校正では、Table 2-3 と Table 2-4 に示すように、表示ビーム幅と実ビーム幅の違いを考慮しない場合、 $CF_{CTDI_{air}}$ が MC 計算値に対する校正定数を過大評価すると考えられる。

4.5 まとめ

MC 計算から CT 撮影における患者臓器線量を評価した。各臓器における平均線量は、臓器が体表面に近いほど大きくなった。また、ビームの AI 半価層が大きいほど、平均線量は小さくなった。本研究で算出した臓器線量は、過去の報告値に比べて 20-60% 小さくなった。これは $CTDI_{air}$ では線量を過大評価するため、 $CTDI_{air}$ を用いて校正された MC 計算値も過大評価となったためである。

第5章 結 論

本研究では、CT 撮影における高精度な線量管理を目的に、CT 撮影における新たな線量計測法の開発、異なる機種 of CT 装置における吸収線量の比較、患者 CT 画像と MC 計算を用いた患者被ばく線量の定量評価を行った。

以下に、本研究の成果と結論、さらに今後の研究課題について言及する。

5.1 研究成果の概要と結論

5.1.1 CT 撮影における新たな線量計測法の開発

CT 撮影における新たな線量計測法として、自作の CT 用円柱水ファントムと Farmer 形電離箱を用いた吸収線量計測法を構築した。ファントムには、体幹部用および頭部用 CT ファントムを使用し、電離量測定を行った。測定した電離量はコバルト水吸収線量校正定数と MC 計算から算出した補正係数を用いて吸収線量に変換した。また、測定した AI 半価層と OCR に基づいて、MC 法で CT 装置のモデリングを行い、CT ファントム内の線量分布を計算した。算出した CT ファントム内の MC 線量は、ファントム中心における測定値で校正し、絶対線量に変換した。本計測法の線量検証は、CT ファントムの周辺線量 (4 か所) の MC 計算値を測定値と比較することで行った。また、校正と異なる照射条件においても吸収線量の測定値と計算値の比較を行い、本計測法が様々なビームピッチとビーム幅で有効であるか検証した。最後に、 $CTDI_{air}$ と校正定数、および線量の不確かさを比較した。作成した CT モデリングから算出した AI 半価層と OCR はそれぞれ 0.3% と 3% 以内で一致した。また、CT ファントムの周辺線量 (4 か所) の測定値と計算値は 5% 以内で一致した。校正と異なる照射条件においても、ファントム中心の測定値と計算値は 2% 以内で一致した。本計測法に基づいた校正定数は、 $CTDI_{air}$ に基づいた校正定数に比べ、44-50% 小さくなった。この線量差は、Overbeaming effect によるものであり、実ビーム幅を用いて $CTDI_{air}$ から算出した校正定数は、本計測法の校正定数と 5% 以内で一致した。本計測法は、CT 撮影における吸収線量を直接的に計測可能であり、 $CTDI_{air}$ に比べて高精度であった。

5.1.2 異なる機種 of CT 装置における吸収線量の比較

本計測法を用いて、4 機種 of CT 装置における吸収線量を比較した。また、MC 計算にて、4 機種 of CT 装置のモデリングを行い、測定値と計算値の比較を行い、本計測法が異なる機種 of CT 装置においても、有効であることを検証した。CT 装置のモデリングでは、AI 半価層と OCR の計算値が測定値に一致するようにモデリングを行った。さらに、各装置における overbeaming effect を明らかにするため、ラジオクロミックフィルムによるビーム幅測定を行った。吸収線量測定では、Farmer 形電離箱を用いて CT ファントム内の電離量を測定し、コバルト水吸収線量校正定数を用いて吸収線量に変換し

た。

4 機種 of CT 装置の AI 半価層は 120 kVp で 7.2-9.1 mm, 100 kVp で 6.1-8.0 mm であった。AI 半価層と OCR の測定値と計算値は、それぞれ 0.3%, 5%以内で一致した。また、表示ビーム幅と実ビーム幅の相対差は表示ビーム幅が小さくなるほど大きくなった。体幹部用と頭部用 CT ファントム中心の吸収線量は、120 kVp で 5.1-7.1 mGy/100 mAs, 100 kVp で 10.8-17.5 mGy/100 mAs であった。CT ファントムの周辺線量 (4 か所) の測定値と計算値は 5%以内で一致し、本計測法は異なる CT 装置においても有効であることが確認された。体幹部用と頭部用 CT ファントム中心の吸収線量は AI 半価層が大きくなるほど小さくなった。

5.1.3 患者 CT 画像と MC 計算を用いた患者被ばく線量の定量評価

本計測法に基づき、頭部、胸部、腹部 CT 撮影における患者被ばく線量を算出した。患者の線量分布計算では、患者 CT 画像から作成したボクセルファントムを用いた。また、放射線治療計画装置にて臓器輪郭の抽出を行い、DVH を用いて各臓器における吸収線量を定量的に評価した。CT 撮影においては、体表面近い臓器ほど線量が大き、AI 半価層が大きくなるほど線量は小さくなった。骨と軟部組織の線量比は、それぞれの質量エネルギー吸収係数比と一致した。本研究で算出した線量は、過去の報告値に比べて 20-60%小さくなった。これは $CTDI_{air}$ では線量を過大評価するため、 $CTDI_{air}$ を用いて校正された MC 計算値も過大評価となったためである。

5.2 今後の課題

本研究では、固定電流での吸収線量測定と患者被ばく線量の評価を行った。しかし、近年の CT 撮影では線量低減と画質向上を目的に、位置決め画像から管電流を自動的に変調する自動露出機構が用いられる。吸収線量測定に関しては、吸収線量評価式に含まれる補正係数が主に線質に依存して変化するため、自動露出機構を用いた場合においても適用可能であると考えられる。しかし、体積の小さい電離箱線量計を用いているため、自動露出機構により管電流が著しく低下する角度においては、十分な信号が得られない可能性がある。また、患者被ばく線量の評価では、MC 計算値を吸収線量に変換する際、管電流値が必要となる。しかし、自動露出機構では管電流が角度毎に変化するため、一定の管電流値が存在しない。現在、ユーザが CT から取得できるデータとして、CT 画像における画素値の標準偏差など管電流に関係するパラメータは存在するものの、メーカー間でパラメータが異なるため、管電流変調に対する CT 装置間での線量比較が困難である。さらに、管電流変調のアルゴリズムが CT 装置間で異なる。したがって、今後、自動露出機構を用いた管電流の指標の検討および MC 計算における CT 装置の自動露出機構のモデリングが必要である。

参考文献

第1章

- 1) 辻岡勝美. X線CT装置の歴史. 日本放射線技術学会雑誌. 2002, 58(1) : 67-71.
- 2) Takahashi S. Rotation Radiography. Japan Society for Promotion of Science. 1957.
- 3) Wells P N T. Sir Godfrey Newbold Hounsfield KT CBE. 28 August 1919 - 12 August 2004: Elected F.R.S. 1975. Biographical Memoirs of Fellows of the Royal Society. 2005, 51 : 221–235.
- 4) Kalender WA. Spiral or helical CT: right or wrong? Radiology. 1994, 193(2) : 583.
- 5) Kalender WA. Technical foundations of spiral CT. Semin Ultrasound CT MR. 1994, 15(2) : 81-89.
- 6) Hu H. Multi-slice helical CT: scan and reconstruction. Med. Phys. 1999, 26(1) : 5-18.
- 7) OECD. OECD Data Health at a Glance. OECD. 2015, France.
<https://data.oecd.org/healthq/computed-tomography-ct-scanners.htm>
- 8) ICRP. ICRP Publication 85 Avoidance of Radiation Injuries from Medical Interventional Procedures. ICRP. 2000, Pergamon.
- 9) Shope T B, Gagne R M, Johnson G C. A method for describing the doses delivered by transmission X-ray computed tomography. Med. Phys. 1981, 8 : 488-495.
- 10) Kalender W A. Dose in x-ray computed tomography. Phys. Med. Biol. 2014, 59 : R129-R150.
- 11) IEC. IEC-60601-2-44-Edition 3 Medical Electrical Equipment –Part 2-44 Edition 3: Particular requirements for basic safety and essential performance of X-ray equipment for computed tomography. IEC. 2010, Geneva.
- 12) AAPM. AAPM Report No. 111 Comprehensive methodology for the evaluation of radiation dose in X-ray computed tomography Task Group 111: The future of CT. AAPM. 2010, College Park, MD.
- 13) IAEA. Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International code of practice Technical Reports Series no. 457. IAEA. 2007.
- 14) IAEA. Implementation of the international code of practice on dosimetry in diagnostic radiology Technical Reports Series no. 457: review of testing results. IAEA. 2011.
- 15) IAEA. IAEA HUMAN HEALTH REPORTS No. 5 Status of Computed Tomography Dosimetry for Wide Cone Beam Scanners. IAEA. 2011.
- 16) AAPM. AAPM Report No. 96 The measurement, reporting, and management of radiation dose in CT Task Group 23: CT dosimetry. AAPM. 2008, College Park, MD.
- 17) 松原孝祐. X線CTミニレクチャー—線量評価法—. 医学物理. 2016, 36(1) : 62-66.
- 18) 小山修司. 胸部CTの被曝線量. 日本放射線技術学会.
- 19) DICOM. DICOM Supplement 94 Diagnostic X-ray Radiation Dose Reporting (Dose SR). DICOM. 2005.

- 20) NEMA. NEMA Standards Publication XR 25 Computed tomography Dose Check. NEMA. 2010.
- 21) NEMA. NEMA Standards Publication XR 26 Access Controls for Computed Tomography: Identification, Interlocks, and Logs. NEMA. 2012.
- 22) NEMA. NEMA Standards Publication XR 28 Supplemental Requirements for User Information and System Function Related to Dose in CT. NEMA. 2013.
- 23) NEMA. NEMA Standards Publication XR 29 New MITA Smart Dose Standard Enhances Dose Optimization and Management in CT Equipment. NEMA. 2013.
- 24) Dixon R L, Munley M T, Bayram E. An improved analytical model for CT dose simulation with a new look at the theory of CT dose. *Med. Phys.* 2005, 32 : 3712-3728.
- 25) Mori S, Endo M, Nishizawa K, Tsunoo T, Aoyama T, Fujiwara H, Murase K. Enlarged longitudinal dose profiles in cone-beam CT and the need for modified dosimetry. *Med. Phys.* 2005, 32 : 1061-1069.
- 26) Dixon R L. A new look at CT dose measurement: Beyond CTDI. *Med. Phys.* 2003, 30 : 1272-1280.
- 27) Angel E, Wellnitz CV, Goodsitt MM, Yaghmai N et al. Radiation dose to the fetus for pregnant patients undergoing multidetector CT imaging: Monte Carlo simulations estimating fetal dose for a range of gestational age and patient size. *Radiology*, 2008, 249 : 220–227.
- 28) Deak P, Straten MV, Shrimpton PC, Zankl M et al. Validation of a Monte Carlo tool for patient-specific dose simulations in multi-slice computed tomography. *Eur. Radiol.* 2008, 18 : 759–772.
- 29) Liu H, Gu J, Caracappa PF, Xu XG. Comparison of two types of adult phantoms in terms of organ doses from diagnostic CT procedures. *Phys. Med. Biol.* 2010, 55 : 1441–1451.
- 30) Li X, Zhang D. Calculations of two new dose metrics proposed by AAPM Task Group 111 using the measurements with standard CT dosimetry phantoms. *Med. Phys.* 2013, 40 : 081914-1-081914-8.
- 31) Li X, Zhang D, Yang J, Liu B. A study of short- to long-phantom dose ratios for CT scanning without table translation. *Med. Phys.* 2014, 41 : 091912-1-091912-10.
- 32) Dixon R L, Boone J M. Cone beam CT dosimetry: a unified and self-consistent approach including all scan modalities--with or without phantom motion. *Med. Phys.* 2010, 37 : 2703-2718.
- 33) DeMarco J J, Cagnon C H, Cody D D, Stevens D M, McCollough C H, O'Daniel J, McNitt-Gray M F. A Monte Carlo based method to estimate radiation dose from multidetector CT (MDCT): Cylindrical and anthropomorphic phantoms. *Phys. Med. Biol.* 2005, 50 : 3989–4004.
- 34) DeMarco J J, Cagnon C H, Cody D D, Stevens D M, McCollough C H, O'Daniel J, McNitt-Gray M F. Estimating radiation doses from multidetector CT using Monte Carlo simulations: Effects of different size voxelized patient models on magnitudes of organ and effective dose. *Phys.*

Med. Biol. 2007, 52 : 2583–2597.

35) Gu J, Bednarz B, Caracappa P F, Xu X G. The development, validation and application of a multi-detector CT (MDCT) scanner model for assessing organ doses to the pregnant patient and the fetus using Monte Carlo simulations. Phys. Med. Biol. 2009, 54 : 2699-2717.

36) DeMarco J J, Cagnon C H, Cody D D, Stevens D M, McCollough C H, O'Daniel J, McNitt-Gray M F. Estimating radiation doses from multidetector CT using Monte Carlo simulations: Effects of different size voxelized patient models on magnitudes of organ and effective dose. Phys. Med. Biol. 2007, 52 : 2583–2597.

37) Lee C, Kim K P, Long D, Fisher R, Tien C, Simon S L, Bouville A, Bolch W E. Organ doses for reference adult male and female undergoing computed tomography estimated by Monte Carlo simulation. Med. Phys. 2011, 38 : 1196-1206.

38) Long D J, Lee C, Tien C, Fisher R, Hoerner M R, Hintenlang D, Bolch W E. Monte Carlo simulations of adult and pediatric computed tomography exams: Validation studies of organ doses with physical phantoms. Med. Phys. 2013, 40 : 013901-1-10.

第 2 章

39) Salvadó M, López M, Morant J J, Calzado A. Monte Carlo calculation of radiation dose in CT examinations using phantom and patient tomographic models. Radiat. Prot. Dosimetry. 2005, 114(1-3) : 364-368.

40) Jia X, Yan H, Gu X, Jiang SB. Fast Monte Carlo simulation for patient-specific CT/CBCT imaging dose calculation. Phys. Med. Biol. 2012, 57(3) : 577-590.

41) Chen W, Kolditz D, Beister M, Bohle R, Kalender W A. Fast on-site Monte Carlo tool for dose calculations in CT applications. Med. Phys. 2012, 39(6) : 2985-2996.

42) Turner A C, Zhang D, Kim H J, DeMarco J J, Cagnon C H, Angel E, Cody D D, Stevens D M, Primak A N, McCollough C H, McNitt-Gray M F. A method to generate equivalent energy spectra and filtration models based on measurement for multidetector CT Monte Carlo dosimetry simulations. Med. Phys. 2009, 36 : 2154-2164.

43) Schmidt R, Wulff J, Kastner B D, Jany, Heverhagen J T, Fiebich M, Zink K. Monte Carlo based calculation of patient exposure in X-ray CT-examinations. In 4th European Conference of the International Federation for Medical and Biological Engineering. 2009, 22 : 2487-2490.

44) Schmidt R, Wulff J, Zink K. GMctdospp: Description and validation of a CT dose calculation system. Med. Phys. 2015, 42 : 4260-4270.

45) Rogers D W O, Kawrakow I, Seuntjens J P, Walters B R B. NRC user codes for EGSnrc. National Research Council of Canada Report PIRS702 Rev B. 2005.

46) Hioki K, Araki F, Ohno T, Nakaguchi Y, Tomiyama Y. Absorbed dose measurements for kV-cone beam computed tomography in image-guided radiation therapy. Phys. Med. Biol. 2014, 59 :

7297-7313.

- 47) Hioki K, Araki F, Ohno T, Tomiyama Y, Nakaguchi Y. Monte Carlo-calculated patient organ doses from kV-cone beam CT in image-guided radiation therapy. *Biomed. Phys. Eng. Express.* 2015, 1 : 025203.
- 48) Kawrakow I, Mainegra-Hing E, Tessier F, Walters B. The EGSnrc C++ class library: EGSnrc C++ user code. Cavity National Research Council of Canada Report PIRS-898. 2009.
- 49) Kawrakow I, Mainegra-Hing E, Rogers D W O, Tessier F and Walters B R B. The EGSnrc code system: Monte Carlo simulation of electron and photon transport National Research Council of Canada Report PIRS-701. 2011.
- 50) Wulff J, Zink K, Kawrakow I. Efficiency improvements for ion chamber calculations in high energy X-ray beams. *Med. Phys.* 2008, 35 : 1328-1336.
- 51) Araki F, Kouno T, Ohno T, Kiyotaka K, Yoshiyama F, Kawamura S. Measurement of absorbed dose-to-water for an HDR 192Ir source with ionization chambers in a sandwich setup. *Med. Phys.* 2013, 40 : 092101-1-9.
- 52) Mora G M, Maio A, Rogers D W. Monte Carlo simulation of a typical 60Co therapy source. *Med. Phys.* 1999, 26 : 2494-2502.
- 53) Berger M J et al. XCOM: Photon Cross Section Database (version 1.5). [Online] Available: <http://physics.nist.gov/xcom>. National Institute of Standards and Technology. 2010, Gaithersburg, MD.
- 54) Williamson J F. Monte Carlo evaluation of kerma at a point for photon transport problems. *Med. Phys.* 1987, 14 : 567-576.
- 55) Taylor R E, Yegin G, Rogers D W O. Benchmarking BrachyDose: Voxel based EGSnrc Monte Carlo calculations of TG-43 dosimetry parameters. *Med. Phys.* 2007, 34 : 445-457.
- 56) Wulff J, Heverhagen J T, Schmidt R, Fiebich M, Zink K. Fast kerma-based patient dose calculations in diagnostic radiology using EGSnrc. *Med. Phys.* 2009, 36 : 2748.
- 57) Baldacci F, Mittone A, Bravin A, Coan P, Delaire F, Ferrero C, Gasilov S, Létang JM, Sarrut D, Smekens F, Freud N. A track length estimator method for dose calculations in low-energy X-ray irradiations: implementation, properties and performance. *Z. Med. Phys.* 2015, 25(1) : 36-47.
- 58) Ma C M, Coffey C W, DeWerd L A, Liu C, Nath R, Seltzer S M and Seuntjens J P. AAPM protocol for 40-300 kV x-ray beam dosimetry in radiotherapy and radiobiology. *Med. Phys.* 2001, 28 : 868-92.

第 3 章

- 59) 市川勝弘. 「21 世紀の診断と治療に関わる画像技術, 次の 10 年の進歩は？」
CT について. *医用画像情報学会雑誌.* 2010, 27(4) : 74-76.
- 60) 木村文子. CT の進歩と CT 被曝. *埼玉医科大学雑誌.* 2012, 38(2) : 106-108.

- 61) 富田博信. ワークステーションで使用する 3D 表示法概論. 埼玉放射線. 2011, 59(5): 433-458.
- 62) 太田靖利. デュアルエネルギーイメージング (DECT) による心臓 CT の有用性. Innervation. 2015, 30(5) : 15.
- 63) ICRU. CT X-Ray-Spectrum Characterization. Journal of the International Commission on Radiation Units and Measurements. 2012, 12(1) : 47-53.

第 4 章

- 64) Stamm G, Nagel HD. CT-Expo—a novel program for dose evaluation in CT. Rofo Fortschr Geb Rontgenstr Neuen Bildgeb Verfahr. 2002, 174 ; 1570–1576.
- 65) <http://www.ab-ct.com/en/ct-software-e/impactmc-e.html>.